

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

2017

Bc. Lenka Plačková

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Detekce QRS komplexu s využitím oktantů
QRS Detection using Octant Theory

2017

Bc. Lenka Plačková

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Lenka Plačková**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Detekce QRS komplexu s využitím oktantů**
QRS Detection using Octant Theory
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Na základě posloupnosti oktantových čísel a příznaků rozdělených do jednotlivých oktantů navrhnete automatický detektor R kmitu (nebo QRS komplexu).

Body zadání:

1. Návrh vhodných oktantových příznaků pro detekci QRS komplexu.
2. Realizace algoritmu pro výpočet oktantových sekvencí a příznaků.
3. Realizace algoritmu pro detekci QRS komplexu na základě oktantových příznaků.
4. Provedení testů navrženého algoritmu na záznamech z databáze CSE.
5. Statistické zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] LAUFBERGER, Vilém. Octant vectorcardiography. *Physiological Bohemoslovaca*, 1980, vol. 29, iss. 6, pp. 481–492. ISSN 0014-1291.
- [2] VAN OOSTEROM, Adriaan. Vectorcardiography based analysis of atrial fibrillation. In: *Proceedings of the 36th International Congress on Electrocardiology*, JAKS Publishing Company, 2009, p. 39-55.
- [3] WITTEN, Ian H., Eibe FRANK and Mark A. HALL. *Data Mining: Practical machine learning tools and techniques*. Burlington: Morgan Kaufmann, 2011. ISBN 978-0123748560.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

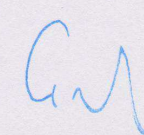
Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě 28. dubna 2017


.....

Na tomto místě bych ráda poděkovala za cenné rady a pomoc doc. Ing. Martinovi Černému.
A dále své rodině, hlavně sestře, a přátelům za pomoc a podporu v době dokončování této práce.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je vytvoření algoritmu v programu Matlab R2014a pro detekci QRS komplexu na základě oktantové teorie. Jsou popsány možnosti snímání elektrokardiografických (EKG) a vektorkardiografických (VKG) svodů a přístupů k detekci QRS komplexů. Je vytvořen algoritmus pro filtrování dat, transformaci EKG svodů, detekci oktantových čísel, detekci QRS komplexu (Oktantový detektor) a detekci T vlny. Tento program je otestován na standardní databázi CSE. Je dosaženo senzitivity 99,08 % a pozitivní prediktivity 99,86 %.

Klíčová slova: Elektrokardiografie, Vektorkardiografie, Oktanty, QRS komplex, CSE databáze, Matlab.

Abstract

The aim of this thesis was to create an algorithm for QRS complex detection in Matlab software. It describes the sensing options of electrocardiographic and vectorcardiographic leads and different approaches to QRS detection. The main part of the work describes a design of an algorithm for filtration and transformation of ECG data, detection of octant numbers, QRS complex, and T wave. The introduced algorithm was tested on the standard CSE database. The performance of the algorithm was evaluated; it reached 99.08 % sensitivity, and 99.86 % positive predictivity.

KeyWords: Electrocardiography, Vectorcardiography, Octants numbers, QRS complex, CSE database, Matlab.

Obsah

Seznam obrázků	9
Seznam tabulek.....	11
1 Úvod.....	12
2 EKG.....	13
2.1 EKG svody	13
2.1.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody	13
2.1.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody	13
2.1.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody	14
2.2 EKG křivka	15
3 VKG	16
3.1 Historie a současnost VKG	17
3.2 Ortogonální svodové systémy	17
3.2.1 Nekorigované svody	17
3.2.2 Korigované svody.....	18
3.3 Vznik VKG smyček	19
4 QRS komplex	21
4.1 QRS detektory	21
4.1.1 Detektory založené na diferencích	22
4.1.2 Detekce založená na číslicové filtraci	22
4.1.3 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů	23
4.1.4 Detekce založené na vlnkové transformaci	23
4.1.5 Detekce založená na počtech průchodu nulovou hladinou.....	23
4.1.6 Detektor využívající k detekci entropii	24
4.1.7 Detektor využívající adaptivně kvantifikovaný práh.....	25
4.1.8 Detektor využívající matematickou morfologii.....	25
5 Rozdělení do oktantů.....	27
5.1 Laufbergerův model	27
5.2 Yangův model	28
5.3 Laufbergovo číslo (LČ).....	29
5.4 Příznaky založené na oktantech	29
6 Detekce QRS komplexu	30
6.1 Databáze CSE.....	30

6.2	Filtrace signálu	32
6.2.1	Síťové rušení	32
6.2.2	Kolísání izolinie	33
6.2.3	Širokopásmové rušení	34
6.2.4	Filtrace vlny P a T	35
6.3	Transformace EKG na VKG	35
6.3.1	Kvazi ortogonální metoda transformace	35
6.3.2	Lineární metody transformace.....	36
6.3.1	Další metody transformace.....	37
6.4	Detekce řady oktantů.....	37
6.5	Detekce QRS komplexu	38
6.6	Algoritmus pro detekci T vlny	42
6.7	Poruchy ovlivňující QRS detektory	43
6.7.1	Komorová extrasystola.....	43
6.7.2	Nízká QRS amplituda.....	44
6.7.3	Supraventrikulární extrasystoly.....	44
7	Grafické uživatelské prostředí (GUI)	45
8	Testování na CSE databázi.....	47
8.1	Výsledky testování	49
8.1.1	Test senzitivity a pozitivní prediktivity	49
8.1.2	Testování kritérií CSE databáze	50
8.1.3	Testování času potřebného k detekci.....	51
8.1.4	Testování na normálním EKG.....	51
8.1.5	Testování poruch ovlivňující QRS detektory	52
8.1.6	Testování na záznamech s tachykardií	53
8.1.7	Testování na záznamech s bradykardií.....	54
8.1.8	Testování na záznamech s kolísáním nulové izolinie.....	55
8.1.9	Selhání detektoru.....	55
8.1.10	Falešně pozitivní detekce	56
9	Diskuze k dosaženým výsledkům	57
10.	Závěr	59
	Literatura	60
	A Výsledky testování na 12svodové databázi	I

B Detekce odchylek na 12svodové databázi	V
C Přílohy na CD	VII

Seznam obrázků

Obrázek 1 Einthovenův trojúhelník.	13
Obrázek 2 Goldbergerovy svody.....	14
Obrázek 3 Umístění šesti hrudních elektrod [7].....	14
Obrázek 4 EKG křivka s popsány významnými body.	15
Obrázek 6 Zobrazení anatomických rovin na torzu lidského těla [2].	16
Obrázek 5 VKG smyčky v anatomických rovinách.	16
Obrázek 7 Umístění elektrod dle Wilsona (A) a Grishmana (B) [2].....	18
Obrázek 8 Umístění elektrod Frankova svodového systému [2].	18
Obrázek 9 Vznik VKG smyček během jednoho srdečního cyklu [7].	20
Obrázek 10 Blokové schéma obecného QRS detektoru [10].	21
Obrázek 11 Blokové schéma detektoru založeného na číslicové filtraci a umocněním signálu.	22
Obrázek 12 Blokové schéma detektoru založeného na číslicové filtraci a detekci obálky signálu.....	22
Obrázek 13 Rozdělení signálu na subpásma [12].	23
Obrázek 14 Blokové schéma detektoru založený na počtech nulovou hladinou.	23
Obrázek 16 Blokové schéma detektoru využívajícího k detekci entropii.	24
Obrázek 15 Signál s přidanou vysokofrekvenční složkou.	24
Obrázek 17 Blokové schéma detekce založené na matematické morfologii.	25
Obrázek 18 PVE transformace signálu různých tvarů, nahoře původní signál, dole transformovaný..	26
Obrázek 19 Rozdělení roviny na oktanty podle Laufbergera.....	27
Obrázek 20 Blokové schéma algoritmu pro detekci QRS komplexu.....	30
Obrázek 21 Vývojový diagram filtrace signálu.	32
Obrázek 22 Signál se síťovým rušením.	32
Obrázek 23 Signál s kolísáním izoliny před (modře) a po filtraci (červeně).	33
Obrázek 24 Signál s širokopásmovým rušením před (modře) a po filtraci (červeně).....	34
Obrázek 25 Signál s odstraněnými vlnami P a T.	35
Obrázek 26 Naměřené (modře) a transformované (červeně) ortogonální svody.	37
Obrázek 27 Diagram první části detekce QRS komplexu.....	38
Obrázek 28 Ukázka signálu s detekovanými začátky (zeleně) a konci (modře) opakujících se sekvencí.	39
Obrázek 29 Diagram druhé části detekce QRS komplexu.	40
Obrázek 30 Signál s detekovanými duplicitními R kmity (červeně).	41
Obrázek 31 Signál s detekovanými QRS komplexy, R kmit (červeně), začátek QRS (zeleně) a konce QRS (modře).	41
Obrázek 32 Diagram algoritmu pro konec T vlny.	42
Obrázek 33 Signál s detekovanými konci T vlny (černě).	42
Obrázek 34 Signál se zvýrazněnými komorovými extrasystolami.	43
Obrázek 35 Signál s nízkou amplitudou QRS komplexu.....	44
Obrázek 36 Signál se zvýrazněnými supraventrikulárními extrasystolami.	44
Obrázek 37 Náhled na GUI detektoru QRS komplexu.	45
Obrázek 38 Detail na V_6 svod s detekovanými QRS komplexy.	46
Obrázek 39 Uživatelské prostředí pro testování.....	46

Obrázek 40 Ukázka detekovaného QRS komplexu, konce T vlny (tečky) a referenční hodnoty (čáry).	50
Obrázek 41 Histogramy odchylek QRS komplexu.	50
Obrázek 42 Histogram odchylek T vlny.	51
Obrázek 43 Ukázka detekce na signálu normálního EKG. QRS komplex tečky, zelené čáry referenční hodnoty.	52
Obrázek 44 Svod s komorovými extrasystolami a detekovanými QRS komplexy.	52
Obrázek 45 Svod s nízkou amplitudou QRS a detekovanými QRS komplexy.	53
Obrázek 46 Svod s extrasystolami a detekovanými QRS komplexy.	53
Obrázek 47 Detekované QRS komplexy na signálu s tachykardií.	54
Obrázek 48 Detekované QRS komplexy na signálu s bradykardií.	54
Obrázek 49 Detekované QRS komplexy na signálu s kolísáním izolinie.	55
Obrázek 50 Ukázka selhání detektoru.	55
Obrázek 51 Signál s falešně pozitivními detekcemi.	56
Obrázek 52 Ukázka signálu po odstranění P a T vlny se zahlazenými R kmity.	56

Seznam tabulek

Tabulka 1 Rozdělení oktantů podle Laufbergera.	28
Tabulka 2 Rozdělení oktantů podle Yanga.	28
Tabulka 3 Výpis záznamů CSE databáze [20].	31
Tabulka 4 Korsova transformační matice [12].	36
Tabulka 5 Výpis záznamů z CSE databáze	47
Tabulka 6 Kritéria pro detekci významných bodů databáze CSE [24].	48
Tabulka 7 Kompletní výsledky detekce QRS komplexů po využití předzpracování.	49
Tabulka 8 Kompletní výsledky testů detekce QRS komplexů po využití předzpracování bez komorových extrasystol.	49
Tabulka 9 Výsledky vypočtených odchylek na CSE databázi.	50
Tabulka 10 Ukázka časové detekce QRS komplexu.	51
Tabulka 11 Porovnání výsledků detektorů testovaných na CSE databázi.	57
Tabulka 12 Porovnání výsledků detektorů testovaných na CSE databázi – směrodatné odchylky.	58

1 Úvod

Jedním z nejvíce namáhaných orgánů v lidském těle je srdce. Je to dutý orgán uložený v hrudníku, který zajišťuje krevní oběh a který musí běžet po celý lidský život. Jeho selhání může mít fatální následky. Podle Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR je onemocnění oběhové soustavy na prvním místě v příčině úmrtí u české populace, přičemž kardiologickými problémy trpí více ženy (44,9 %) než muži (41,8 %) [1]. Pro monitorování srdeční činnosti bylo v průběhu let vyvinuto několik metod. Jedná se o elektrokardiografii (EKG) a vektorkardiografii (VKG).

EKG je jedna z nejrozšířenějších diagnostických metod měření elektrické aktivity srdce. Srdeční aktivitu lze měřit z různých částí. V průběhu historie byly vytvořeny standardizované svody pro měření srdeční aktivity. Jednou z nejvýznamnějších částí EKG je QRS komplex. Tento komplex představuje depolarizaci komor a obsahuje mnoho diagnosticky důležitých informací, jako je například sklon srdeční osy, nebo srdeční frekvence. Existuje mnoho způsobů jak tento komplex detekovat a většina je založena na složitých matematických operacích. Detekce jsou poté implementovány do monitorů životních funkcí.

Další metodou pro snímání elektrické aktivity je VKG. Oproti EKG je VKG trojrozměrné a křivka je zobrazována jako smyčka. 3D prostor je možno rozdělit pomocí os x , y a z na osm shodných částí neboli oktantů. Při jedné srdeční akci proběhne smyčka různou řadou oktantových čísel. Část řady se při každé další srdeční revoluci opakuje.

Cílem této práce bylo na základě rozdělení signálu do oktantů a nalezením vhodných oktantových příznaků navrhnout spolehlivý detektor QRS komplexů. Jedná se o zcela jiný a nový způsob detekce. Součástí této práce bylo i otestování detektoru na dvou částech CSE databáze. První částí byla 12svodová databáze s názvem MO_000_12, druhá část byla 3svodová s VKG svody s názvem MO_000_3.

2 EKG

EKG je základní vyšetřovací metoda kardiologie. Ve většině případů představuje neinvazivní vyšetření elektrické srdeční aktivity. Záznam EKG je dvourozměrné zobrazení srdeční aktivity.

2.1 EKG svody

Ke snímání se používá 9 plovoucích kovových elektrod a zobrazuje se 12 standardizovaných svodů [2].

2.1.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

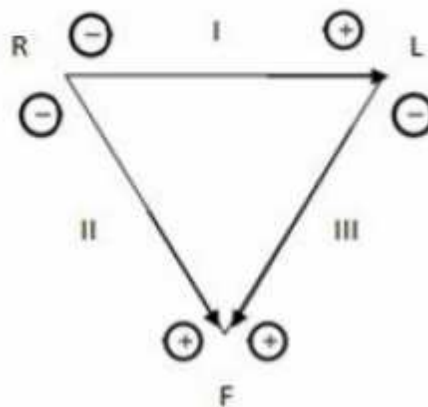
Einthovenovy bipolární končetinové svody využívají tři elektrody, které jsou umístěny na končetinách a vytvářejí tak trojúhelník. Jsou získány tři svody (Obrázek 1), které jsou značené jako I, II a III. Napětí je vypočítáno jako rozdíl mezi dvěma elektrodami pomocí rovnic:

$$I = \varphi_L - \varphi_R, \quad (1)$$

$$II = \varphi_F - \varphi_R, \quad (2)$$

$$III = \varphi_F - \varphi_L, \quad (3)$$

kde φ_L (mV) je potenciál na elektrodě umístěný na levé ruce, φ_R (mV) je potenciál na elektrodě umístěné na pravé ruce a φ_F (mV) je potenciál na elektrodě umístěné na levé noze [2].



Obrázek 1 Einthovenův trojúhelník.

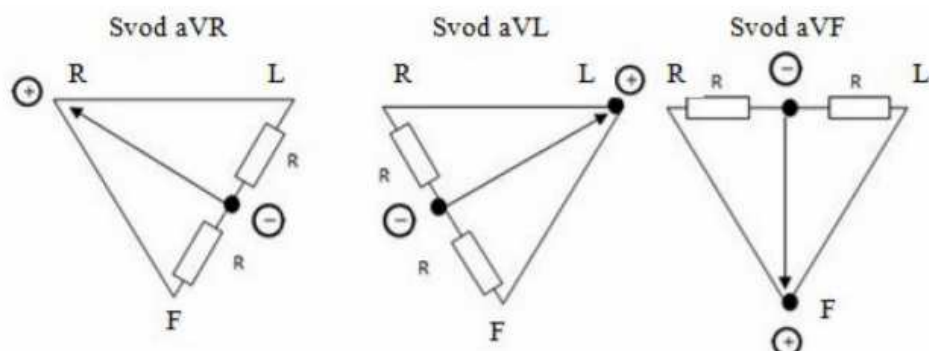
2.1.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody

Goldbergerovy unipolární končetinové svody používají tři stejné končetinové elektrody jako u Einthovenových svodů s označením aVR, aVL a aVF. Hodnoty jsou získány jako rozdíl potenciálů jedné elektrody k dvěma dalším přes 5 k Ω odpor (Obrázek 2) pomocí rovnic [2]:

$$aVR = \varphi_R - \frac{1}{2}(\varphi_L + \varphi_F), \quad (4)$$

$$aVL = \varphi_L - \frac{1}{2}(\varphi_R + \varphi_F), \quad (5)$$

$$aVF = \varphi_F - \frac{1}{2}(\varphi_L + \varphi_R). \quad (6)$$



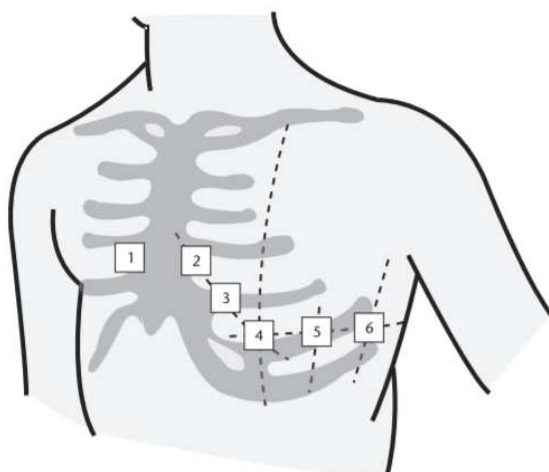
Obrázek 2 Goldbergerovy svody.

2.1.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody

Wilsonovy unipolární hrudní svody používají šest hrudních elektrod (Obrázek 3). Svody jsou označovány V_1 - V_6 , napětí každé elektrody je vypočítáno jako rozdíl potenciálu dané elektrody a potenciálu Wilsonovy centrální svorce φ_W , což je aritmetický průměr potenciálů končetinových elektrod. Napětí je vypočítáno pomocí rovnic [2]:

$$V_n = \varphi_{V_n} - \varphi_W, \quad (7)$$

$$\varphi_W = \frac{1}{3}(\varphi_L + \varphi_F + \varphi_R). \quad (8)$$

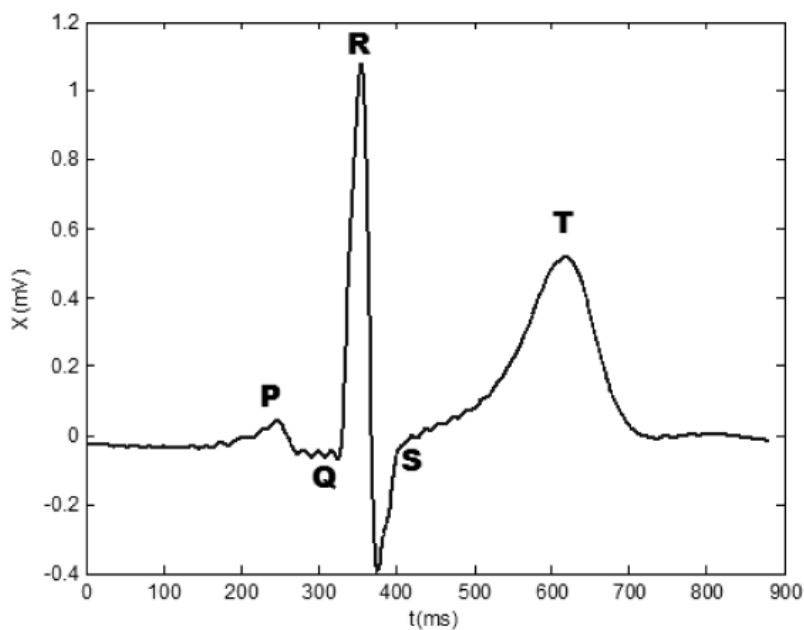


Obrázek 3 Umístění šesti hrudních elektrod [7].

2.2 EKG křivka

Při snímání EKG je výsledkem křivka (Obrázek 4), na které mohou být popsány následující významné úseky [3]:

- vlna P – v čase 5 až 85 ms, první vlna, která představuje depolarizaci síní, vzniká při činnosti sinoatriálního uzlu, většinou pozitivní, amplituda do $250 \mu\text{V}$,
- PQ interval – trvá od 50 až 125 ms, od depolarizace síní po začátek depolarizace komor,
- Q vlna – první negativní výchylka,
- R kmit – pozitivní výchylka,
- S kmit – druhá negativní výchylka,
- komplex QRS – 175-250 ms, představuje depolarizaci komor,
- úsek ST – fáze plató,
- vlna T – 400-600 ms, repolarizace komor, většinou pozitivní
- vlna U – malá pozitivní výchylka, vyskytuje se zřídka.

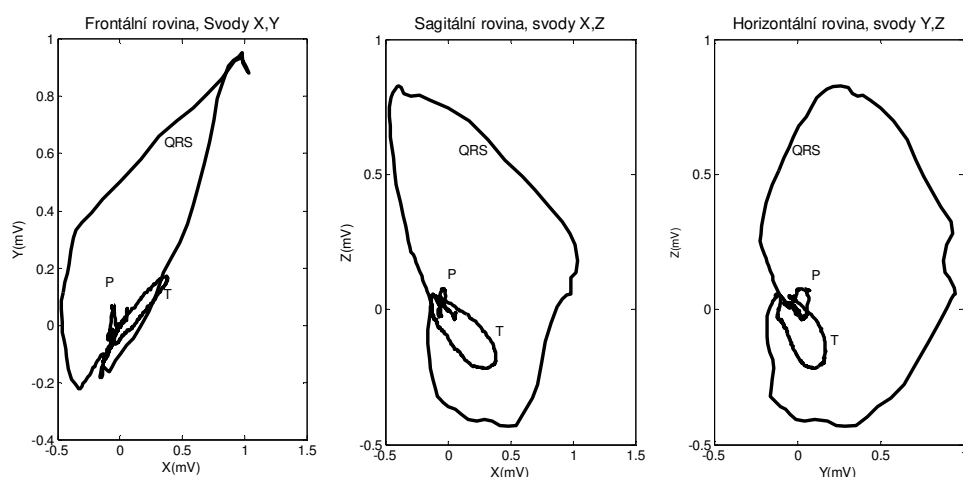


Obrázek 4 EKG křivka s popsanými významnými body.

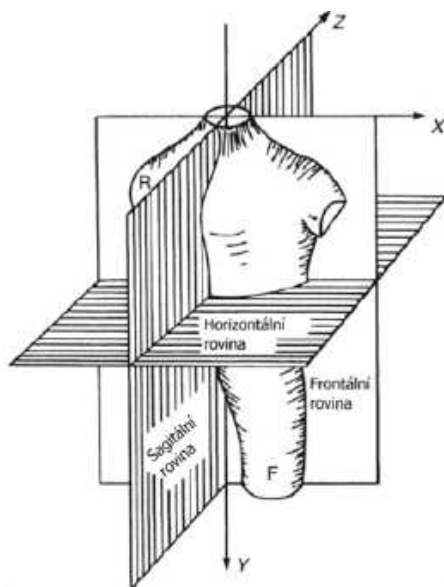
3 VKG

Na rozdíl od dvourozměrného EKG, při snímání VKG jsou výsledným zobrazením 3D smyčky. Největší smyčka reprezentuje QRS komplex, menší smyčka vlnu T a nejmenší smyčka vlnu P.

Smyčky jsou zobrazeny ve třech ortogonálních rovinách (Obrázek 5). Jsou také označovány jako roviny anatomické (Obrázek 6), které jsou určeny pomocí os X, Y a Z. Jedná se o rovinu frontální (osy X a Y), horizontální (osy X a Z) a sagitální (osy Y a Z).



Obrázek 5 VKG smyčky v anatomických rovinách.



Obrázek 6 Zobrazení anatomických rovin na torzu lidského těla [2].

3.1 Historie a současnost VKG

První zmínky o VKG pocházejí ze začátku 20. století. V roce 1913 Einthoven, Fahr a De Waart dokázali, že Einthovenův trojúhelník může být použit pro měření elektrické srdeční osy, která je reprezentována jako vektor. To inspirovalo další vědce a výsledkem byl další vývoj VKG [2]. V roce 1920 představil Mann zobrazení pomocí smyček, jež sestavoval ručně pomocí analýzy Einthovenova vektoru. Ruční sestavování však byl velice zdoluhavý proces a jednalo se pouze o aproximaci, důležité detaily tak chyběly. Začalo se uvažovat o přímém snímání VKG svodů. Bylo zjištěno, že pro snímání je potřebné rozmístění elektrod v pravoúhlém systému.

V padesátých letech minulého století proběhlo rozsáhlé zkoumání na pacientech s různými srdečními onemocněními a bylo zjištěno, že VKG [4]:

- je výhodnější pro zobrazení informací o elektrické aktivitě síní a komor,
- dává lepší informace o orientaci a velikosti vektoru v každém okamžiku,
- je výhodnější při hodnocení elektricky neaktivních částí,
- má vyšší citlivost než EKG při diagnostice hypertrofie levé komory a infarktu myokardu.

Mezi hlavní nevýhody patří [2]:

- složitost a časová náročnost umístování elektrod,
- složitější zpracování signálu než u EKG,
- neudává poznatky o rytmu srdce.

3.2 Ortogonální svodové systémy

Svody pro snímání VKG se rozdělují na nekorigované a korigované.

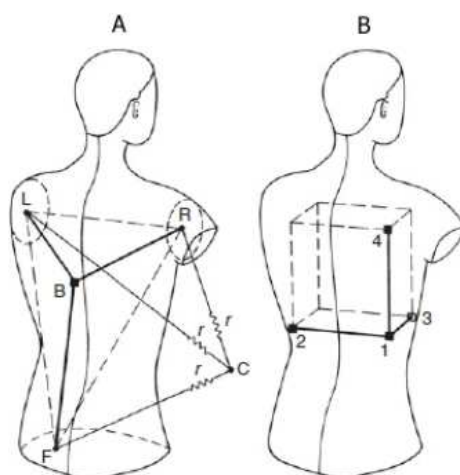
3.2.1 Nekorigované svody

Nekorigované svody se ukázaly jako nevhodné, jelikož při snímání nezohledňují vnitřní nehomogenitu hrudníku a deformace způsobené na okrajích těla. Výsledné svody jsou zkresleny, a proto se nepoužívají.

První metodou byla Grishmanova krychle (Obrázek 7). Použité elektrody jsou na pacientovi umístěny tak, aby pomyslné spojovací čáry ležely na hranách krychle.

Druhou byla dvojité krychle podle Duchosala, která má stejný princip jako u Grishmanovy krychle, ale její obvod je dvojnásobný [2].

Poslední nekorigovaný svod byl Tetrahedronův systém, představený Wisonem (Obrázek 7). Jsou použity 4 elektrody, tři se nachází na končetinách a čtvrtá je umístěna centrálně na zádech.

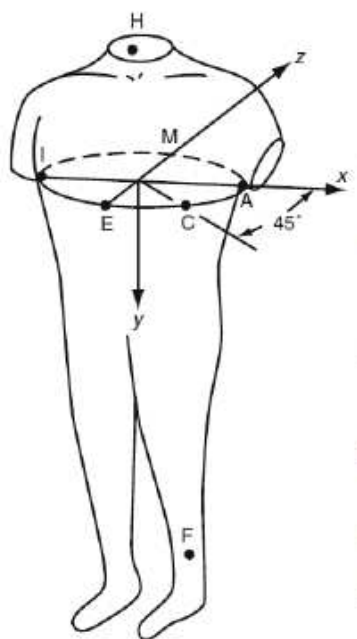


Obrázek 7 Umístění elektrod dle Wilsona (A) a Grishmana (B) [2].

3.2.2 Korigované svody

Korigovaný svodový systém dodržuje ortonormální měření elektrického srdečního vektoru. Při měření je požadováno, aby tři svody byly ortogonální a směry os byly rovnoběžné s anatomickými osami. Dalším požadavkem je normalizace svodů, což znamená, že všechny svody budou detekovány se stejnou sensitivitou. Každý systém je však omezen aplikací teoretické metody.

Frankův svodový systém z roku 1956 je založen na plastickém modelu torza a teoretické matematické úvaze. Využívá sedm elektrod (Obrázek 8) značených písmeny.



Obrázek 8 Umístění elektrod Frankova svodového systému [2].

Na hrudníku, v úrovni elektrického středu srdce, jsou umístěny elektrody A, C, E, I a M. Další elektroda H je umístěna na krku a elektroda F na levé dolní končetině. Jelikož se ale jedná

o model torza mužského těla, nastávají problémy při umisťování elektrod u žen, u kterých se musí korigovat umístění elektrody C. Pro zajištění ortogonalit je při snímání zařazen mezi komponenty svodu X odpor o velikosti $13,3 \Omega$ a komponenty svodu Y odpor $7,15 \Omega$, čímž se amplituda svodů sníží na úroveň svodu Z. Jednotlivé svody jsou normalizovány pomocí váhování daných elektrod. Pro svod X (9) jsou použity elektrody A, C a I. Pro svod Y (10) elektrody F, M a H. Pro svod Z (11) elektrody A, M, I, E a C [2, 5].

$$V_X = 0,610V_A + 0,171V_C - 0,781V_I, \quad (9)$$

$$V_Y = 0,655V_F + 0,345V_M - 1,0V_H, \quad (10)$$

$$V_Z = 0,133V_A + 0,736V_M - 0,264V_I - 0,374V_E - 0,231V_C, \quad (11)$$

kde $V_A, V_C, V_H, V_E, V_M, V_F$ (mV) jsou hodnoty napětí z jednotlivých elektrod.

Frankův svodový systém je považován za standart VKG, který je používán dodnes, i přes skutečnost, že je tento systém náchylný k nesprávnému umístění elektrod.

McFee-Parungao systém využívá ke snímání 9 elektrod, elektrody pro snímání X svodu jsou umístěny pod levým podpažím, druhá v úrovni pátého mezižebří a třetí pod pravým podpažím. Pro svod Y jsou využity elektrody umístěné na levé noze a krku, pro svod Z jsou zapotřebí tři elektrody, které jsou umístěny do trojúhelníku, jehož těžiště se nachází v poloze elektrody V_2 Wilsonova hrudního svodu [2].

SVEC III systém využívá ke snímání 14 elektrod, umístěných na hrudníku, který je rozdělen na dvanáct stejných sektorů kolem vertikální osy, označených arabskými číslicemi. Číslování začíná od hrudní kosti. Dalších 6 horizontálních úrovní se označují mezery mezi žebry a jsou značeny římskými čísly. Elektrody jsou umístěny na průsečících těchto dvou rozdělení. Například označení V7 značí polohu elektrody, která je umístěna uprostřed zad v úrovni pátého mezižebří [6].

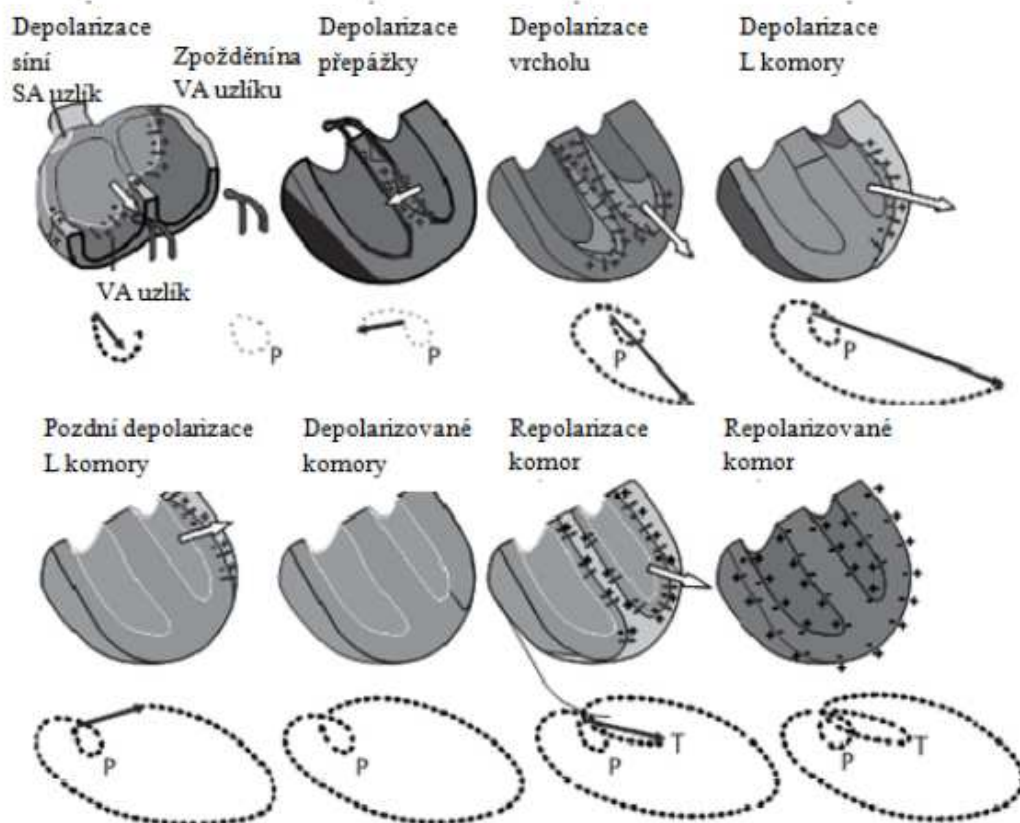
Při Nelsonově systému z roku 1971, jsou elektrody umístěny ve třech úrovních na hrudníku. V každé úrovni se nachází osm elektrod, další elektrody jsou umístěny na hlavě a levé noze. Řada elektrod je označována písmeny A, B a C. Úrovně řad jsou odvozeny od celkové vzdálenosti H, která se měří od začátku hrudní kosti po pupek [2]. Řada A je umístěna na $\frac{7}{8}H$, řada B na $\frac{4}{8}H$ a řada na C $\frac{1}{8}H$.

3.3 Vznik VKG smyček

Srdeční buňky jsou schopny vyvolávat vzruch a vést ho srdcem jako elektrickou vlnu. Tato vlna vyvolá akční potenciál, který začíná depolarizací a pokračuje transpolarizací, fází plató (je specifická pro srdeční buňky), repolarizací a končí obnovením klidového potenciálu. Pomocí VKG je zaznamenáván průchod elektrické vlny pomocí okamžitého vektoru. Ten má svou velikost, směr a polaritu. Tyto parametry jsou možné zaznamenávat ve 3D zobrazení. Výsledkem snímání jsou tak tři smyčky. Největší je QRS smyčka, menší T a nejmenší P smyčka.

Vznik výše zmíněných smyček je zobrazen na obrázku 9. Vzruch vzniká v sinoatriálním uzlíku, který udává sinusový rytmus. Dál se vzruch šíří do atrioventrikulárního uzlíku. Dochází

k depolarizaci síní, což je reprezentováno pomocí vlny P. Vzruch pokračuje přes Hisův svazek na dvě Tawarova raménka, která se větví na Purkyňova vlákna a dochází k depolarizaci komor (QRS smyčka). Jelikož je levá komora větší a elektricky aktivnější, má vektor směr doleva. Smyčka T představuje postupnou depolarizaci komor [7].



Obrázek 9 Vznik VKG smyček během jednoho srdečního cyklu [7].

4 QRS komplex

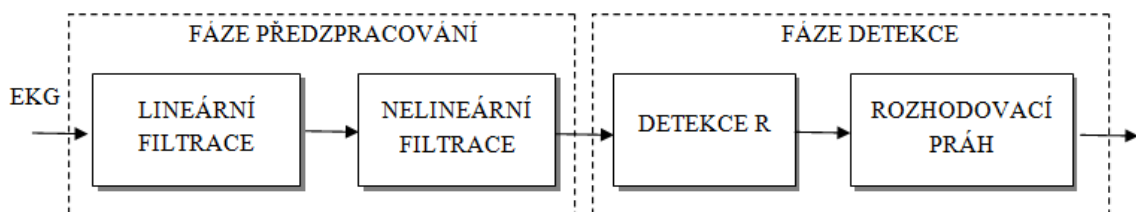
QRS komplex je největší smyčka ve VKG a zároveň nejvýraznější impuls EKG křivky. Frekvence komplexu se pohybuje mezi 5 až 20 Hz. Kmit Q je záporný kmit a odpovídá depolarizaci mezikomorového septa. Následuje kmit R, který je pozitivní a dosahuje velikosti několika mV. Kmit R představuje šíření depolarizační vlny skrz Tawarova raménka a Purkyňova vlákna a dochází při něm k depolarizaci komor [7]. Poslední částí je další negativní kmit, kmit S. Detekce tohoto komplexu je důležitá, jelikož poskytuje mnoho informací, které se využívají k diagnostice srdečních onemocnění, jako je například hypertrofie, ischemická choroba srdeční, či Chagasova choroba [8].

Pomocí QRS komplexu se určují tyto příznaky [3, 8, 9]:

- délka QRS komplexu u EKG je maximálně 120 ms. Při delším trvání se jedná o ramínkovou blokádu;
- maximální vektor QRS smyčky, který dosahuje svého maxima při R kmitu. Hodnoty by se měly pohybovat mezi 0,97 až 2,3 mV, při srdeční ischemii se jeho velikost zmenšuje;
- stanovení sklonu srdeční elektrické osy, která fyziologicky míří od báze srdce k apexu. Ten se určuje z VKG pomocí maximálního vektoru QRS smyčky a úhlu, který tento vektor svírá s anatomickými rovinami. K výpočtu je využito goniometrických funkcí. U EKG je sklon stanoven ve frontální rovině z končetinových svodů I, II, III, aVF, aVL a aVR. Fyziologicky se sklon pohybuje mezi -30° až 90° . Překročení může značit hypertrofii;
- obvod QRS smyčky, jehož hodnoty by se měly pohybovat mezi 3,53 až 6,15 mV. U ischemické choroby srdeční se obvod zkracuje;
- plocha QRS smyčky, která se při infarktu myokardu zmenšuje;
- maximální vzdálenost mezi těžištěm a QRS smyčkou. Hodnoty by se měly pohybovat mezi 0,69 až 1,37 mV. U ischemické choroby srdeční se vzdálenost zkracuje.

4.1 QRS detektory

Existuje mnoho způsobů, jak detekovat QRS komplex. Obecný detektor se skládá ze dvou hlavních částí (Obrázek 10).



Obrázek 10 Blokové schéma obecného QRS detektoru [10].

Načtená EKG data jsou surová a často zatížená šumem a kolísáním izolinie. Proto je snaha v předzpracování data vyhladit. Některé detektory pomocí filtrace odstraňují vlnu P a T, a tím zvýrazňují QRS komplexy.

Samotná detekce se u každého detektoru liší. Mohou být založeny na různých principech o různé složitosti a spolehlivosti. Rozhodovací kritériem je využití detektoru, a to jaký je požadavek na spolehlivost. Většina detektorů je založená na porovnávání hodnoty s prahem, který může být nastaven pevně, či adaptivně [10].

4.1.1 Detektory založené na diferencích

Nejstarší detektory jsou založené na diferencích. Signál je předzpracován diferenčním filtrem prvního nebo druhého řádu. Výstupní signál je pak srovnáván s nastaveným prahem, který může být adaptován dle charakteristiky signálu [11]. Práh (ξ) je dán rovnicí:

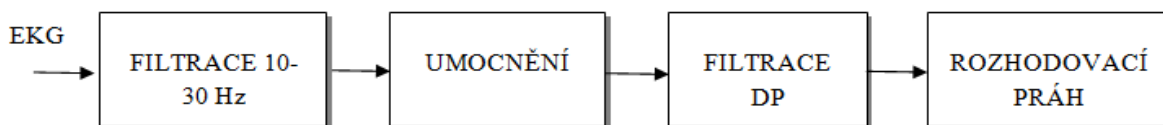
$$\xi = 0,3 \dots 0,4 \max [EKG], \quad (12)$$

kde $\max EKG$ je maximální hodnota EKG svodu.

Tento typ se již v praxi příliš nevyužívá, z důvodu pokročilejších detektorů.

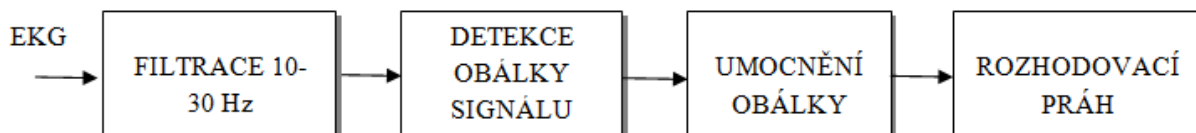
4.1.2 Detekce založená na číslicové filtraci

V prvním kroku jsou pomocí číslicových filtrů odstraněny vlny P a T. Využívá se filtr typu pásmová propust (DP). Po filtraci jsou dvě možnosti detekce. První, méně spolehlivá, pracuje s umocněním signálu (Obrázek 11), který je poté vyhlazen pomocí filtru dolní propust [10].



Obrázek 11 Blokové schéma detektoru založeného na číslicové filtraci a umocněním signálu.

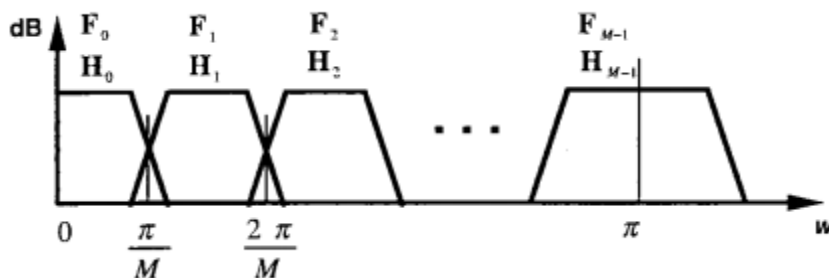
Druhá pracuje na detekci obálky signálu (Obrázek 12). Jako první se pomocí diskretní Fourierovy transformace vypočítá frekvenční spektrum signálu. V dalším kroku dochází k nulování poloviny spektra a pomocí zpětné Fourierovy transformace je získán analytický signál. Obálka odpovídá jeho absolutní hodnotě. Z důvodu nulování je nutné obálku umocnit [10].



Obrázek 12 Blokové schéma detektoru založeného na číslicové filtraci a detekci obálky signálu.

4.1.3 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů

Původní signál je pomocí bank rozdělen na subpásma (Obrázek 13). Jednotlivé pásma obsahují signály o určitých frekvencích, které jsou vyjádřeny relativním kmitočtem. Výsledná pásma jsou umocněna a je nastaven práh pro detekci. V případě detekce extrému ve více subpásmech jsou pomocí shlukové analýzy určeny QRS komplexy [12].



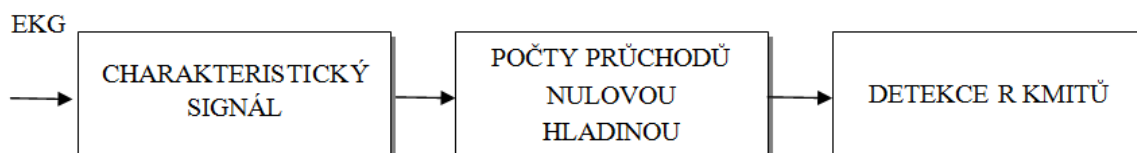
Obrázek 13 Rozdělení signálu na subpásma [12].

4.1.4 Detekce založené na vlnkové transformaci

V dnešní době se jedná o jednu z nejrozšířenějších metod detekce. Pomocí vlnkové transformace lze signál zkoumat současně v časové i frekvenční oblasti. K transformaci se využívá vlnka, se kterou lze manipulovat dvěma způsoby. Prvním je posun vlnky po časové ose a druhým roztahením či stlačením vlnky. Matematicky lze transformace popsat jako korelaci vlnky se signálem. Pokud se vlnka shoduje se signálem, je výsledkem vysoká hodnota, naopak pokud se neshoduje, je hodnota nízká. Výběrem mateřské vlnky lze ovlivnit vliv šumu a artefaktů [13].

4.1.5 Detekce založená na počtech průchodu nulovou hladinou

Detekce se skládá ze třech hlavních kroků (Obrázek 14).



Obrázek 14 Blokové schéma detektoru založený na počtech nulovou hladinou.

Prvním krokem je určení charakteristického signálu. Vlna P a T dosahuje frekvence 10 Hz, proto signál prochází filtrem typu pásmová propust, který tyto vlny odstraní. K dalšímu zpracování zůstává pouze signál s QRS komplexem, ten je nelineárně transformován dle vztahu (13), což QRS komplex zvýrazní a utlumí šum.:

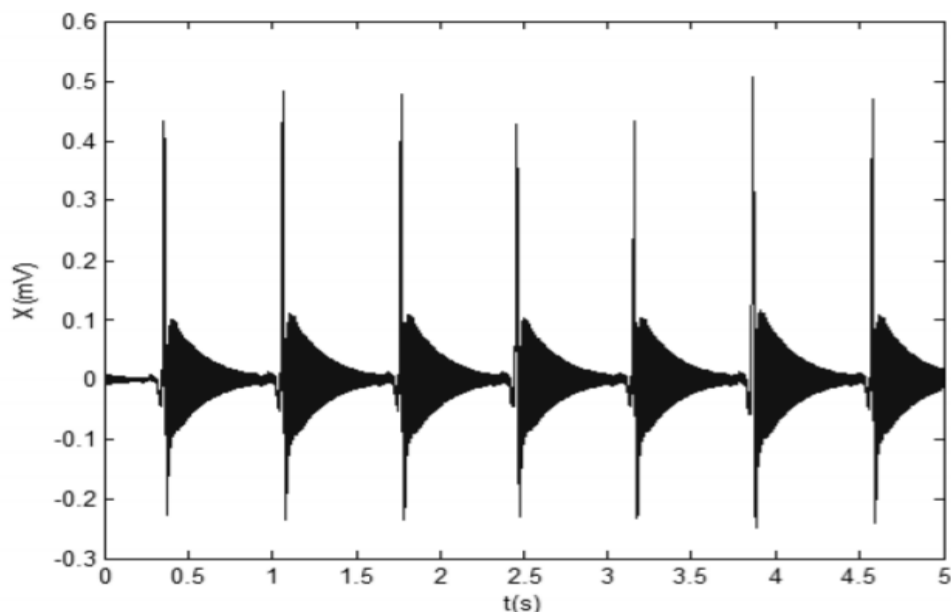
$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n), \quad (13)$$

kde $y(n)$ je transformovaný signál a x_f je filtrovaný signál.

Poté je přidána vysokofrekvenční sekvence $c(n)$ (14). Ta zajistí vysoký počet průchodu nulovou hladinou mimo QRS komplex (Obrázek 15).

$$c(n) = (-1)^n \cdot K(n), \quad (14)$$

kde n je časová konstanta a $K(n)$ (mV) amplituda.



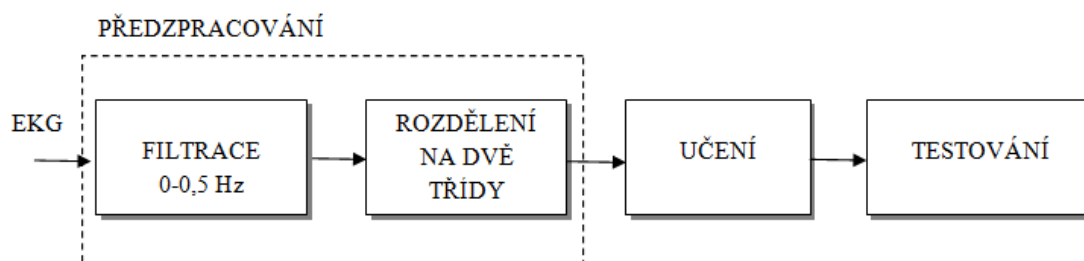
Obrázek 15 Signál s přidanou vysokofrekvenční složkou.

V dalším kroku jsou zvýrazněna místa, kde dochází k menšímu počtu průchodů a je určena obálka signálu. Je určen práh a v místě, kde dojde k poklesu, je určen začátek QRS komplexu.

R kmit je určen jako maximum v upraveném okně. Dle testů, které autoři Kohler a Hennig [14] prováděli na databázi MIT-BIH bylo dosaženo sensitivity 99,70 % a pozitivní prediktivity 99,57 %.

4.1.6 Detektor využívající k detekci entropii

Detektor se skládá ze třech hlavních kroků předzpracování, učení a testování (Obrázek 16).



Obrázek 16 Blokové schéma detektoru využívajícího k detekci entropii.

Načtená data jsou v prvním kroku předzpracována. Je použit filtr pásmová zádrž na frekvence 0 až 0,5 Hz pro odstranění kolísání izolinie. Pro další zpracování je EKG signál rozdělen do dvou tříd. První třída je pojmenována jako QRS třída a druhá jako non-QRS třída. Signál je rozdělen na základě pravděpodobnosti sklonu. Signál má v průběhu QRS komplexů daleko výraznější sklon než mimo QRS komplex. Pravděpodobnost sklonu $P_i(x)$ v každém vzorku je vypočítána pomocí vztahu:

$$P_i(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\frac{x-m_i}{\sigma} \right)^2 \right], \quad (15)$$

kde $i = 1, 2, x = 1, 2, \dots, \sigma$ je směrodatná odchylka a m_i je průměr třídy.

Dále jsou pro třídy vypočítány dvě entropické křivky $h(x)$, které jsou normalizovány.

$$h(x) = -P(x) \log_e P(x) \quad (16)$$

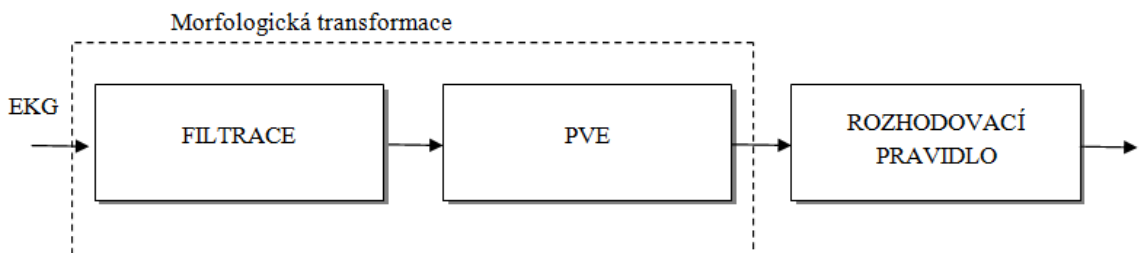
Druhou částí je fáze trénování. K detekci je využit support vector machines (SVM), což je metoda učení s učitelem. Jejím základem je lineární klasifikátor, který rozděljuje data do dvou tříd. Pro trénování jsou vybrána data s různými morfologiemi QRS komplexu. Poslední fází je testování na databázi. Dle testů, které provedl Metha a Shivappa [15] na databázi CSE bylo dosaženo senzitivity 99,93 % a pozitivní prediktivity 99,46 %.

4.1.7 Detektor využívající adaptivně kvantifikovaný práh

V prvním kroku jsou EKG data filtrována a jsou zvýrazněny QRS komplexy. Dále jsou detekovány QRS komplexy pomocí vhodné prahové hodnoty. QRS komplexy jsou najednou detekovány pro 14 prahů a to 21 %, 24 %, 27 %, 30 %, 33 %, 36 %, 39 %, 42 %, 45 %, 48 %, 51 %, 54 %, 57 % a 60 % z maximální amplitudy. Pro každý práh je vypočítán medián a směrodatná odchylka. Správná detekce je u prahu, kde je směrodatná odchylka rovna nule a medián detekce odpovídá pravému počtu QRS komplexů v daném svodu. V případě, kdy je QRS detekce označena jako správná ve více prazích, je vybrán nejnižší práh. Při testování na CSE databázi dosáhl Chouhan [16] senzitivity 98,56 % a pozitivní prediktivity 99,18 %.

4.1.8 Detektor využívající matematickou morfologii

Základními morfologickými operacemi je eroze a dilatace. Odvozenými operacemi jsou otevření \circ a uzavření \bullet . K otevření je využit strukturní element B a dochází k odstranění malých objektů neboli údolí. Samotná detekce se skládá ze dvou hlavních částí (Obrázek 17).



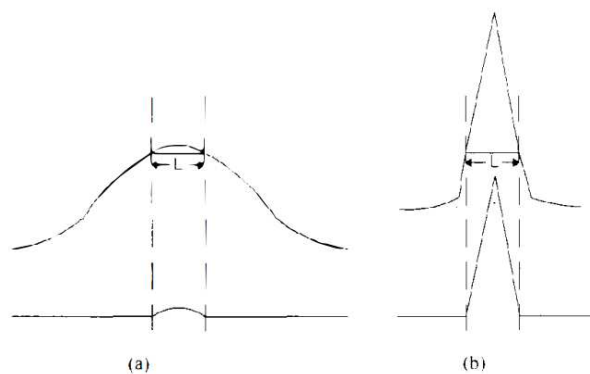
Obrázek 17 Blokové schéma detekce založené na matematické morfologii.

Prvním krokem je morfologická transformace. Načtený signál je filtrován speciálním morfologickým filtrem, který potlačuje vrcholy a údolí. Při procesu probíhají dvě paralelní větve, které jsou na konci zprůměrovány. První větev je otevírací a zavírací (je otevřen jeden element a pak je zavřen), druhá větev pak zavírací a otevírací. Po filtraci prochází signál transformací PVE (17).

$$PVE(f) = f - [(f \circ B) \bullet B], \quad (17)$$

kde f je originální signál a B strukturní element.

QRS komplexy jsou po transformaci zvýrazněné do ostré špičky (Obrázek 18) a vlna P a T jsou zploštělé. QRS komplexy jsou tak snadno rozpoznatelné a v dalším kroku je nastaven adaptivní práh pro eliminaci falešně negativních detekcí. Dle testů, které provedl autor Trahanias [17] na databázi CSE bylo dosaženo 99,48% senzitivity a 99,38% pozitivní prediktivity.



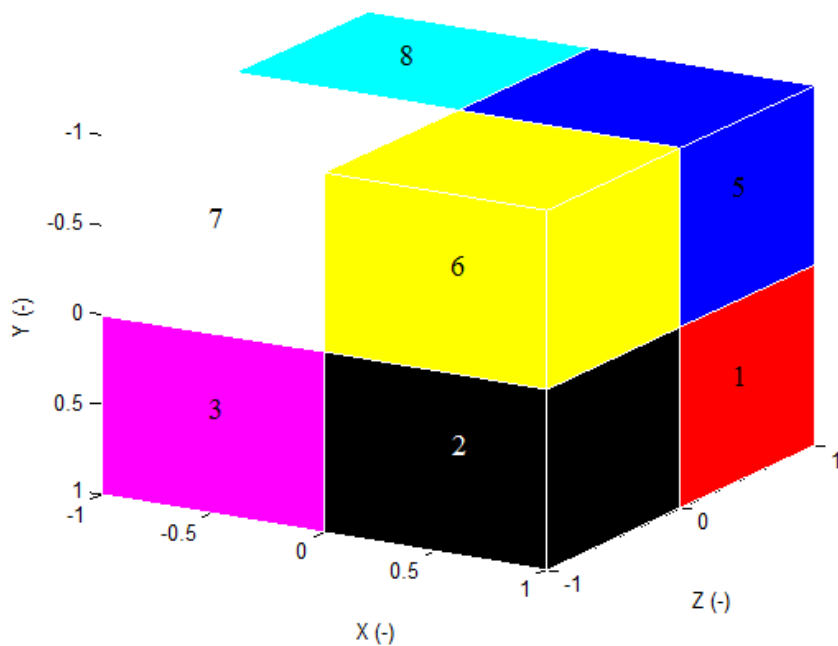
Obrázek 18 PVE transformace signálu různých tvarů, nahoře původní signál, dole transformovaný.

5 Rozdělení do oktantů

VKG je zobrazováno ve 3D prostoru pomocí tří os x , y a z . Tyto osy rozdělují prostor na 8 částí, takzvané oktanty. V současné době existuje mnoho modelů k rozdělení oktantů, které se liší v číslování i způsobu přiřazování signálu.

5.1 Laufbergerův model

V této práci je aplikovaný model prof. Viléma Laufbergera (Obrázek 19), podle kterého jsou oktanty značeny od prvního do osmého. Signál je rozdělen na řadu po sobě jdoucích dvousekundových sekvencí, které jsou charakterizovány pomocí třech svodů X , Y a Z . Každý svod může nabývat kladné, či záporné hodnoty. Kombinací těchto hodnot je získáno přiřazení do oktantu (Tabulka 1). První oktant nabývá hodnot $+++$ a nachází se vlevo, vzadu a dole. Další oktanty jsou číslovány po směru hodinových ručiček a poté je pojmenována horní řada [18].



Obrázek 19 Rozdělení roviny na oktanty podle Laufbergera.

Tabulka 1 Rozdělení oktantů podle Laufbergera.

Oktant	X	Y	Z	Pozice (X, Y, Z)	Barva ^a
1	+	+	+	vlevo, vzadu, dole	červená
2	+	+	-	vlevo, vepředu, dole	černá
3	-	+	-	vpravo, vepředu, dole	fialová
4	-	+	+	vpravo, vzadu, dole	zelená
5	+	-	+	vlevo, vzadu, dole	modrá
6	+	-	-	vlevo, vepředu, nahoře	žlutá
7	-	-	-	vpravo, vepředu, nahoře	bílá
8	-	-	+	vpravo, nahoře, vzadu	tyrkysová

a ... barva přiřazená dané pozici v Obrázku 19

5.2 Yangův model

Dalším modelem rozdělení je Yangův model, který je založen na binární kombinaci. Kladné hodnotě je přiřazená 1 a záporné hodnotě 0. Oktanty jsou číslovány od 0 do 7 (Tabulka 2). Od Laufbergerova modelu se tak liší číslováním i polohou jednotlivých oktantů. Nultý kvadrant začíná vpravo, vepředu a nahoře [19].

Například v Laufbergerově modelu v kombinaci, kde svody X a Y nabývají kladných hodnoty a svod Z záporné, se jedná o kombinaci ++-. Z tabulky lze určit oktant, který je označený číslem dvě a je umístěný vpravo, vepředu a dole. Oproti tomu v Yangově modelu se jedná o kombinaci 110. Při binárním převodu $1 \cdot 2^2 + 1 \cdot 2^1 + 1 \cdot 2^0 = 6$, je určeno, že se jedná o šestý oktant, který je umístěný vlevo, vzadu, dole. Výsledkem je odlišné označení a jiné umístění kvadrantu.

Tabulka 2 Rozdělení oktantů podle Yanga.

Oktant	X	Y	Z	Pozice (X, Y, Z)
0	0	0	0	vpravo, vepředu, nahoře
1	0	0	1	vpravo, vzadu, nahoře
2	0	1	0	vpravo, vepředu, dole
3	0	1	1	vpravo, vzadu, dole
4	1	0	0	vlevo, nahoře, vzadu
5	1	0	1	vlevo, vzadu, nahoře
6	1	1	0	vlevo, vepředu, dole
7	1	1	1	vlevo, vzadu, dole

5.3 Laufbergovo číslo (LČ)

Prof. Vilém Laufberger se věnoval hlavně určování sekvence opakujících se čísel QRS komplexu, proto je sekvence nazývána Laufbergerovým číslem. K detekci LČ se využívá nalezeného R kmitu libovolným detektorem a poté jsou Q a S kmity detekovány pomocí překročení prahu 0,1 mV. V jednom záznamu signálu se mohou nacházet různě dlouhá i jinak kombinovaná LČ. Nesmí se však jednat o dvě stejná čísla za sebou, to by neznačilo přechod mezi oktanty. Laufbergerem byl stanoven prototyp LČ, kterého dosahuje nejvíce záznamů zdravých pacientů. Jedná se o sekvenci 762148 [9].

5.4 Příznaky založené na oktantech

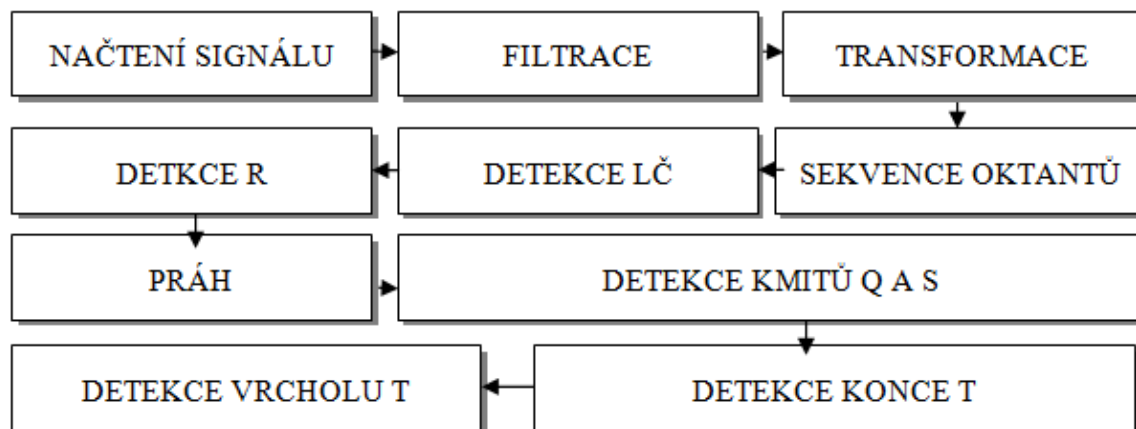
Při rozdělování signálu do oktantů se detekují příznaky, které jsou využity k dalšímu zpracování a také k diagnostice některých srdečních onemocnění.

Prvním příznakem je doba trvání oktantu. Jedná se o časový úsek mezi vstupem a výstupem smyčky z daného oktantu. Jak již bylo uvedeno v kapitole 2. je doba trvání QRS komplexu maximálně 120 ms. V oktantech je doba QRS vypočtena sečtením dílčích časů LČ čísel.

Dalšími příznaky jsou maximální a průměrná velikost vektoru v každém oktantu.

6 Detekce QRS komplexu

Při návrhu algoritmu pro detekci QRS komplexu se postupovalo pomocí diagramu obecného detektoru. Navrhnutý algoritmus se skládá z několika kroků (Obrázek 20). V předzpracování jsou využity číslicové filtry. Detekce využívá oktantové teorie. Jedná se o nový přístup k využití rozdělení signálu do oktantů. Vytvořený detektor se nazývá oktantový detektor.



Obrázek 20 Blokové schéma algoritmu pro detekci QRS komplexu.

6.1 Databáze CSE

V roce 1978 byl založen projekt pod názvem Common Standards for quantitative Electrocardiography, zkráceně CSE. Cílem CSE projektu bylo vytvořit databázi EKG signálů, na které by bylo možno testovat nové algoritmy a tím zjišťovat jejich spolehlivost. Na vzniku spolupracovalo 25 institucí z celého světa [20].

CSE databáze se skládá ze tří částí. První část obsahuje 250 originálních a 310 umělých 3svodových EKG záznamů. Druhá část obsahuje 250 originálních a 250 umělých 15svodových záznamů (12 EKG a 3 VKG) a poslední část obsahuje také 15svodové záznamy. První dvě části slouží k vývoji a třetí část pro hodnocení diagnostických algoritmů. Databáze obsahuje nejen záznamy zdravých pacientů, ale také patologické záznamy (Tabulka 3).

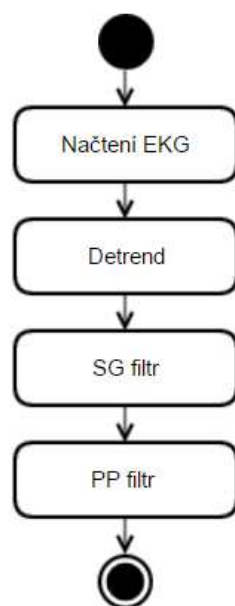
Tabulka 3 Výpis záznamů CSE databáze [20].

Záznam	Počet v databázi
Normální EKG	33
Plicní emfyzém	3
Blok pravého raménka	14
Blok levého raménka	7
Hypertrofie pravé komory	3
Hypertrofie levé komory	12
Akutní infarkt myokardu	4
Přední infarkt myokardu	25
Zadní infarkt myokardu	25
Ischemické změny ST-T	6
Flutter síní	2
AV blok	7
Blokáda předního fasciklu	25
Ventrikulární bigeminie	6
Ventrikulární trigemine	3
Fibrilace síní	18
Pacemaker	4
Wolf-Parkinson syndrom	2
Předčasné síňové kontrakce	15
Supraventrikulární tachykardie	3
Ostatní	3

Databáze je vzorkována 500 Hz. Obsahuje přes 1000 krátkodobých (většinou 10 s) záznamů. Některé záznamy jsou uloženy s detekovanými významnými body EKG, kterými jsou začátek a konec P vlny, začátek a konec QRS a konec vlny T [20]. K určení těchto bodů bylo využito různých algoritmů a konzultací se zkušenými kardiology. Jedná se o 120 záznamů, na kterých bude vytvořený algoritmus testován. K tomu budou využity dva významné body a to začátek a konec QRS komplexu.

6.2 Filtrace signálu

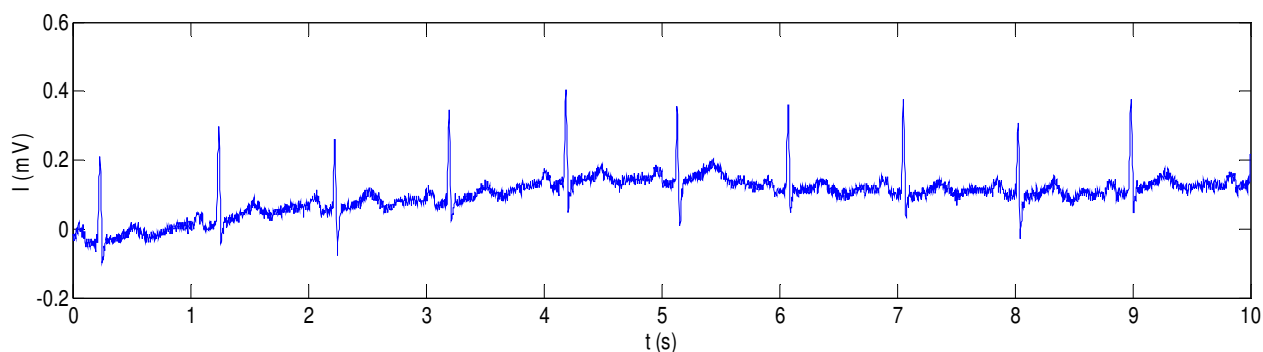
Při snímání povrchového signálu vznikají různé formy šumu a artefaktů, vytvářející rušení. Artefakty vznikající při snímání lze rozdělit na technické a biologické. Mezi technické artefakty se řadí síťový brum a elektrostatické potenciály způsobené špatným kontaktem elektrod. Mezi biologické artefakty se řadí pohybové artefakty a biologické rytmy. Některým z těchto artefaktů lze zamezit správným snímáním. Další rušení se musí pro správné zobrazení a zpracování odfiltrovat. Je však důležité dávat pozor na to, aby filtr nezasáhl do diagnosticky důležité části signálu a tím nedošlo k znehodnocení signálu [8]. Filtrace se skládá z několika částí, které jsou popsány níže (Obrázek 21).



Obrázek 21 Vývojový diagram filtrace signálu.

6.2.1 Síťové rušení

Jedná se o úzkopásmové rušení, které je způsobeno kapacitními vazbami a elektromagnetickou indukcí. V evropských zemích se jedná o frekvenci 50 Hz, v USA 60 Hz (Obrázek 22).



Obrázek 22 Signál se síťovým rušením.

Jde o téměř harmonické rušení, jemuž lze zabránit již při měření. V signálech se může odstranit pásmovou zádrží na 50 Hz, což ovšem zasahuje do frekvence QRS komplexu a zkresluje amplitudu R kmitu.

Pro odstranění je proto spolehlivější použití průměrného beatu. Jelikož je šum náhodného charakteru, zajistí se tak jeho odstranění bez zkreslení signálu. K výpočtu beatu je zapotřebí znát nejkratší RR interval. Celý signál je rozdělen do oken, jejichž začátky a konce jsou definovány pomocí vztahů:

$$začátek = r - 0,4RRmin, \quad (18)$$

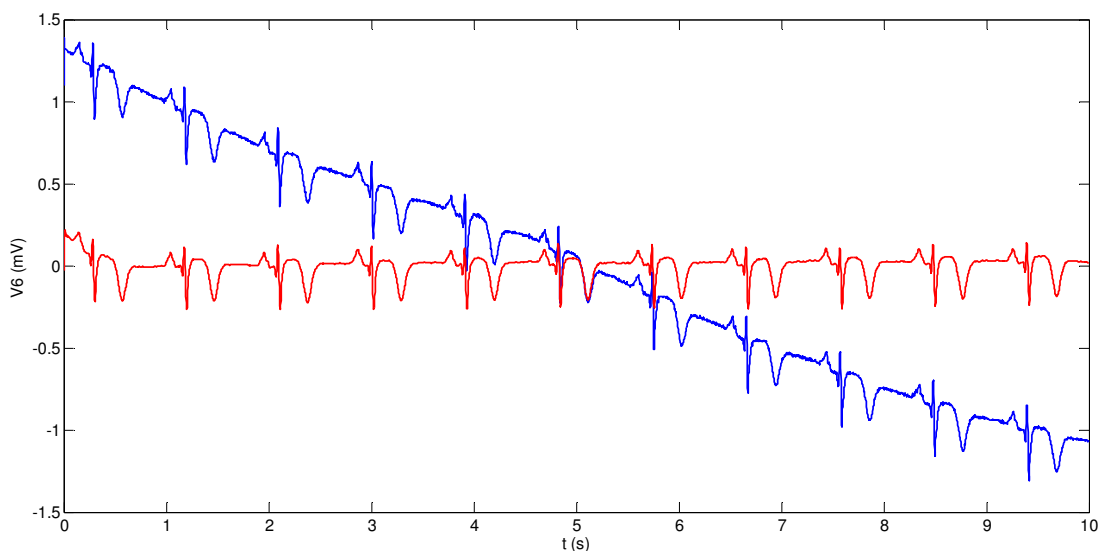
$$konec = r + 0,6RRmin, \quad (19)$$

kde r je poloha R kmitu a $RRmin$ je nejkratší RR interval.

Průměrný beat je však možno určit až po detekci R kmitů, proto není tato filtrace v práci použita a síťové rušení tak není odstraněno.

6.2.2 Kolísání izolinie

Kolísání izolinie je úzkopásmové rušení (Obrázek 23), ke kterému dochází na rozhraní elektroda-kůže. Při pohybu elektrod dochází i k pohybu iontů a tím i ke změně pólčlankových potenciálů. K tomuto jevu dochází při dýchání pacienta, které má hodnotu do 0,8 Hz. Dále se můžeme setkat s rušením způsobeným pomalými pohyby pacienta nebo rušením vznikajícím špatným kontaktem elektrody s pokožkou. Pro vyhlazení rušení je využita v Matlabu funkce detrend. Tato funkce odstraňuje ze signálu střední hodnotu nebo lineární trend.

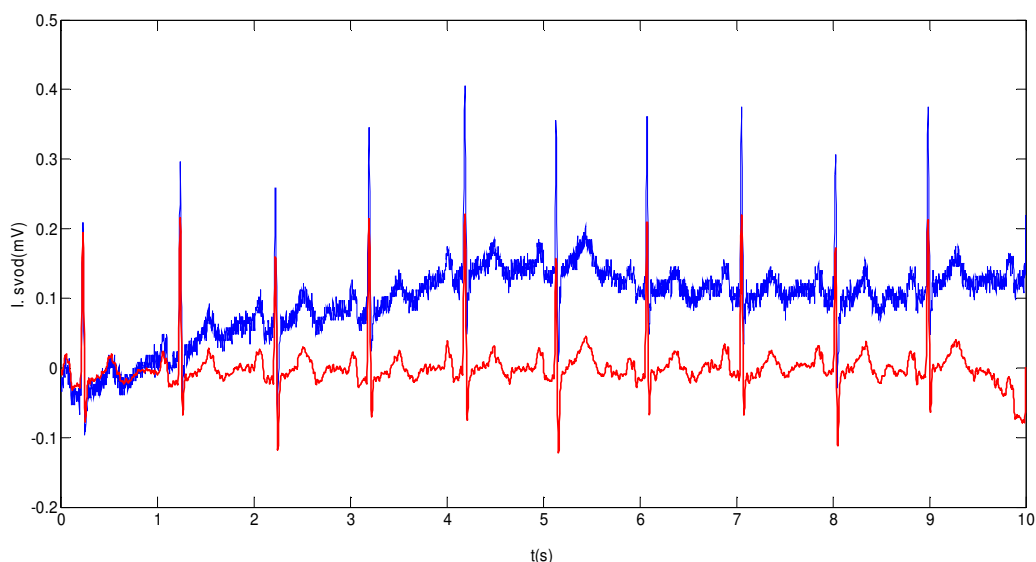


Obrázek 23 Signál s kolísáním izolinie před (modře) a po filtraci (červeně).

6.2.3 Širokopásmové rušení

Širokopásmové rušení je způsobené hlavně myopotenciály, které vznikají v důsledku svalové kontrakce, a které se pohybuje se ve frekvenci 20 – 500 Hz.

Pro vyhlazení signálu (Obrázek 24) je použit lineární, regresní vyhlazovací filtr Savitzkého-Golayův filtr. Tento filtr byl představen v roce 1964 Abrahamem Savitzky a Marcele J. E. Golayem.



Obrázek 24 Signál s širokopásmovým rušením před (modře) a po filtraci (červeně).

Nejjednodušší typ nahrazuje hodnotu lineární kombinací g_i , která je dána rovnicí [21]:

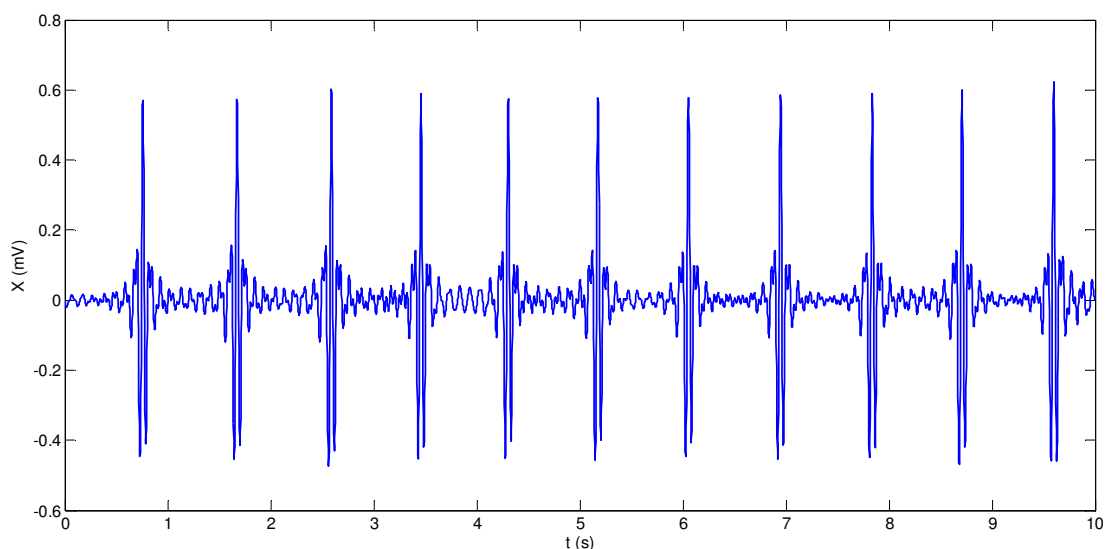
$$g_i = \sum_{n=-n_L}^{n_R} c_n f_{i+n}, \quad (20)$$

kde c_n jsou koeficienty zanechávající špičky, f_i jsou hodnoty dat, n_L počet použitých bodů zleva od bodu i a n_R je počet použitých bodů zprava od bodu i .

Důležitými parametry tohoto filtru jsou délka okna a stupeň regresního polynomu. Hlavním principem je přiřazení bodů k vstupním datům vlevo i vpravo podle velikosti nastaveného okna. Body se proloží polynomem daného stupně, většinou se jedná o polynom nízkého řádu. Zašuměná data jsou poté nahrazena výsledným polynomem. Výhodou tohoto filtru je zachování maxim a minim, proto je tento filtr vhodný pro detekci oktantových čísel a byl aplikován v této práci.

6.2.4 Filtrace vlny P a T

Vyhlazený signál je použit pro transformaci a určení oktantové řady. Pro samotnou detekci R kmitů je použit signál, u kterého je odfiltrována vlna P a T. K filtraci je využit lineární číslicový filtr FIR. Jedná se o filtr typu pásmová propust, který má nastavené hodnoty od 10 do 50 Hz. Po eliminaci P a T vln je získán signál s výraznými QRS komplexy (Obrázek 25).



Obrázek 25 Signál s odstraněnými vlnami P a T.

6.3 Transformace EKG na VKG

V dnešní době se kvůli složitosti VKG měří velice málo, a jen na specializovaných pracovištích. K získání svodů se využívá transformace z EKG svodů.

Metody lze rozdělit podle způsobu transformace na kvazi ortogonální, metody založené na lineární transformaci a statistické metody.

6.3.1 Kvazi ortogonální metoda transformace

Kvazi ortogonální metoda je nejstarší. Při zkoumání EKG se některé svody jeví podobně jako svody ortogonální (X, Y a Z), nazývají se quasi-ortogonální, jedná se o svody V_6 , V_2 a II. Tuto metodu lze popsat následujícími rovnicemi:

$$X = V_6, \quad (21)$$

$$Y = II, \quad (22)$$

$$Z = -0,5 \cdot V_2, \quad (23)$$

Kde V_6 , II a V_2 jsou jednotlivé svody.

Tato metoda však nedosahuje příliš dobrých výsledků, jelikož se svody zcela neshodují [12].

6.3.2 Lineární metody transformace

Dnes nejvíce využívanými metodami jsou lineární transformace, mezi které patří inverzní Dowerova transformace a Korsova regresní transformace [12]. U lineární transformace se využívá nezávislých EKG svodů, které do jednotlivých ortogonálních svodů přispívají různou mírou. K určení míry je u každé metody stanovena matice M s koeficienty. Tyto koeficienty jsou většinou určeny regresními metodami.

Inverzní Dowerova transformace je založena na Frankově modelu torza. Původní transformace sloužila k převodu VKG na EKG. K tomu byla vytvořena transformační matice D . Později představil Edenbrandt metodu inverzní. K určení svodů X , Y a Z je využito lineární kombinace 8 svodů EKG, které jsou vynásobeny pomocí inverzní transformační matice.

Dalšími metodami, které se v praxi kvůli velké nepřesnosti příliš nevyužívají, jsou například Levkovova transformace a metoda nejmenších čtverců.

V této práci je pro transformaci využita Korsova regresní metoda. K určení ortogonálních svodů je využito šest hrudních svodů a dva končetinové I a II. Transformace je provedena matematicky pomocí násobení matic [5]:

$$V = M \cdot E, \quad (24)$$

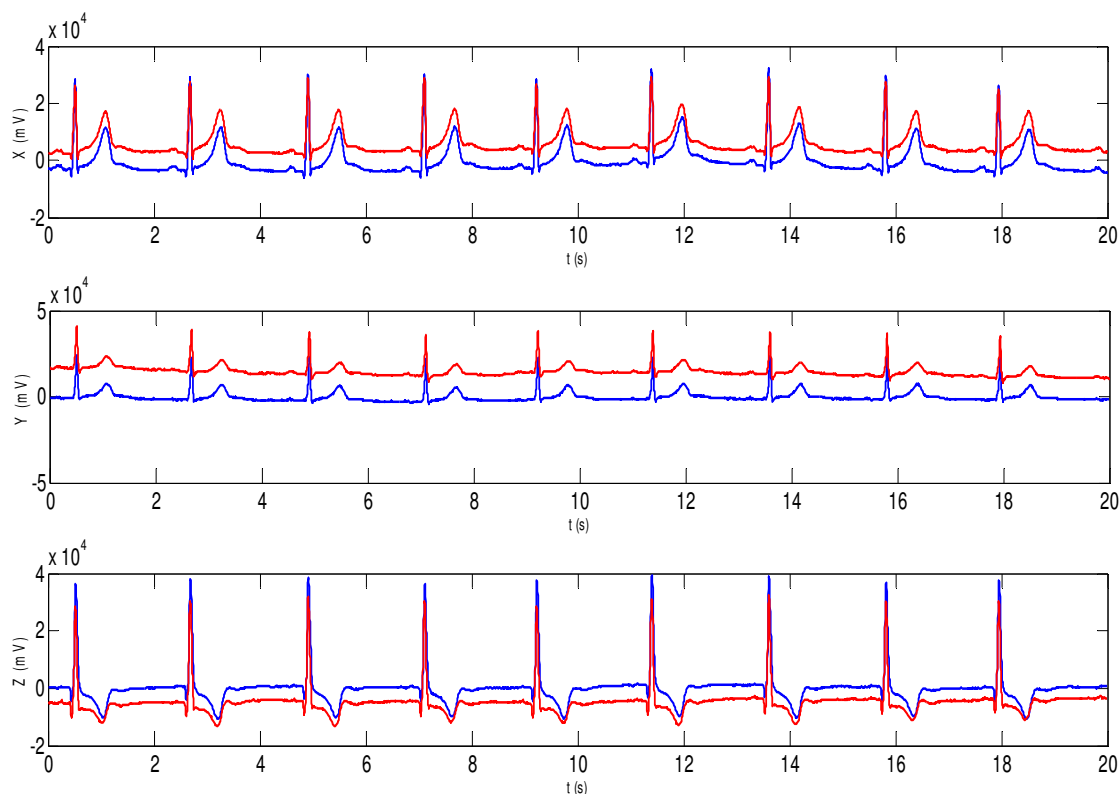
kde V výsledná matice ortogonálních svodů X , Y a Z ; M je Korsova transformační matice (Tabulka 4) a E je matice jednotlivých EKG svodů [12].

Tabulka 4 Korsova transformační matice [12].

Výsledná matice	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,20
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

Kors matici odvodil na základě regrese, k čemuž bylo zapotřebí velkého počtu patientských záznamů. Koeficienty matice byly získány pomocí minimalizace střední kvadratické chyby, která porovnává podobnost dvou záznamů. V tomto případě byl první záznam naměřených VKG svodů a druhý transformovaných svodů.

K transformaci je vytvořena funkce **transfRegres.mat**. Vstupním parametrem je matice vybraných svodů I, II, V1, V2, V3, V4, V5 a V6. Je provedeno maticové násobení, jehož výstupem jsou tři ortogonální svody (Obrázek 26) X, Y a Z.



Obrázek 26 Naměřené (modře) a transformované (červeně) ortogonální svody.

6.3.1 Další metody transformace

Kromě lineárních transformací lze využít i statistické metody a nelineární transformace. Do statistických metod se řadí metoda založená na PCA (analýza hlavních komponent) nebo afinní transformace. PCA metoda není využívána, jelikož výsledné VKG svody neodpovídají Frankovým svodům.

6.4 Detekce řady oktantů

V této práci je použita pro detekci řady oktantových čísel funkce **octantNumbers.mat** od Ing. Michala Voždy [23]. Funkce se skládá z několika kroků:

- v prvním kroku jsou v jednotlivých svodech X, Y a Z nalezeny průchody nulovou hladinou. Pro další výpočty jsou vybrány pouze unikátní průchody;
- v druhém kroku je bod před a bod za uložen do matice a je určeno, zda se jedná o kladnou či zápornou hodnotu. Kladné hodnotě je přiřazena 1 a záporné hodnotě 0.

Zároveň jsou zjištěny časové okamžiky průchodů. Výstupem je datové pole, kde jsou v každé buňce zapsány různé kombinace čísel 1 a 0;

- ve třetím kroku jsou kombinacemi z tabulky 1 (Kapitola 5.1), přiřazeny oktantové čísla, jelikož je použito rozdělení dle Laubergera. V této funkci je zajištěno, aby se neopakovaly dvě stejná oktantová čísla za sebou a aby na sebe oktanty navazovali vždy sousedními stranami. Například, aby po sedmém oktantu nenásledoval oktant první.

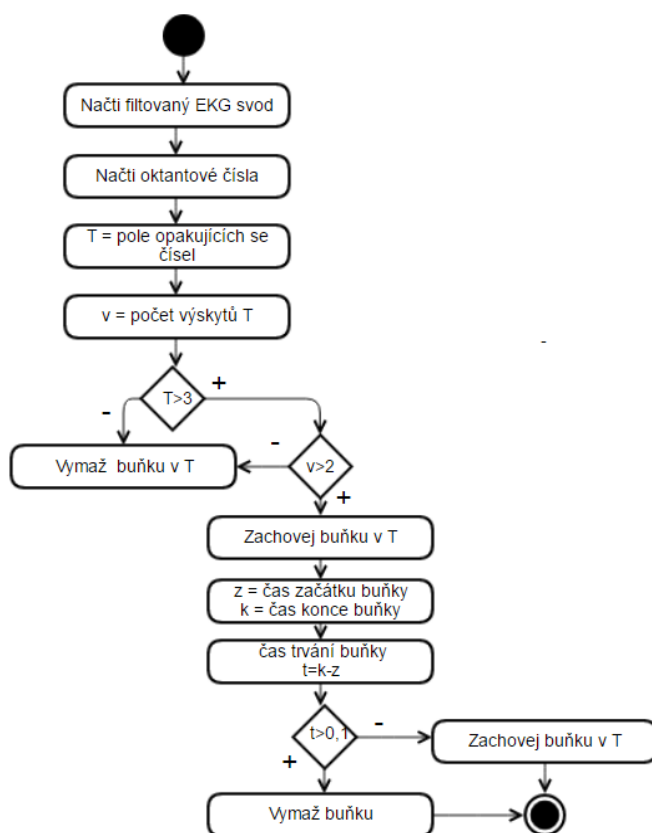
Výstupem je řada oktantových čísel uložena ve vektoru:

4876237873487621587323787348762158732378787348762158732378787348762158732
37878734876215873237878734876215876237873487621587323787348762158732378734876215
87323787348762158732373487621587323734876215873237621587623787348762158732378734
87621587626.

6.5 Detekce QRS komplexu

V řadě oktantových čísel se nachází nejen LČ, tedy sekvence opakujících se čísel QRS komplexu, ale také oktantová čísla mimo QRS komplex. Je tedy důležité eliminovat nepotřebná čísla. QRS komplex se vyznačuje tím, že LČ se v záznamu opakují, ale mohou být různě dlouhá.

V první části algoritmu (Obrázek 27) jsou proto nalezeny všechny opakující se čísla, která by mohla představovat LČ.

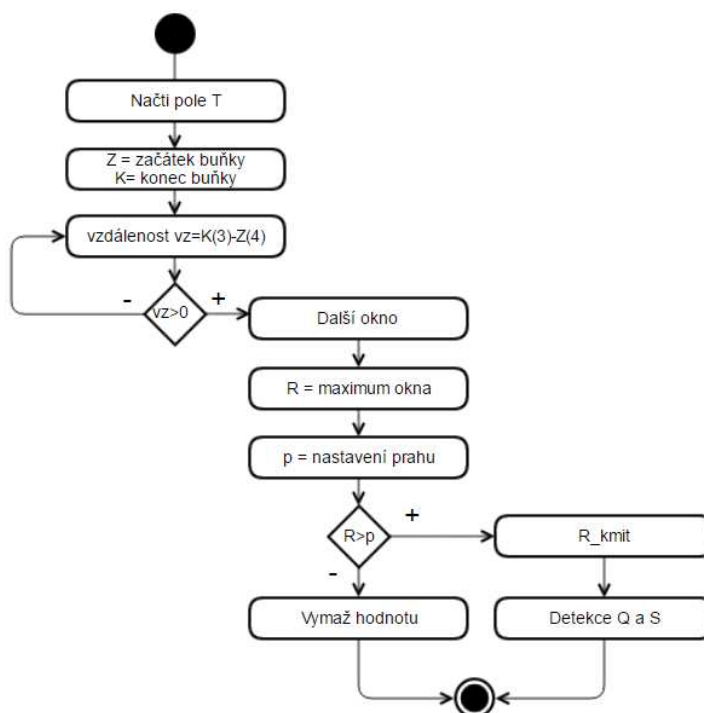


Obrázek 27 Diagram první části detekce QRS komplexu.

[illegible]

39

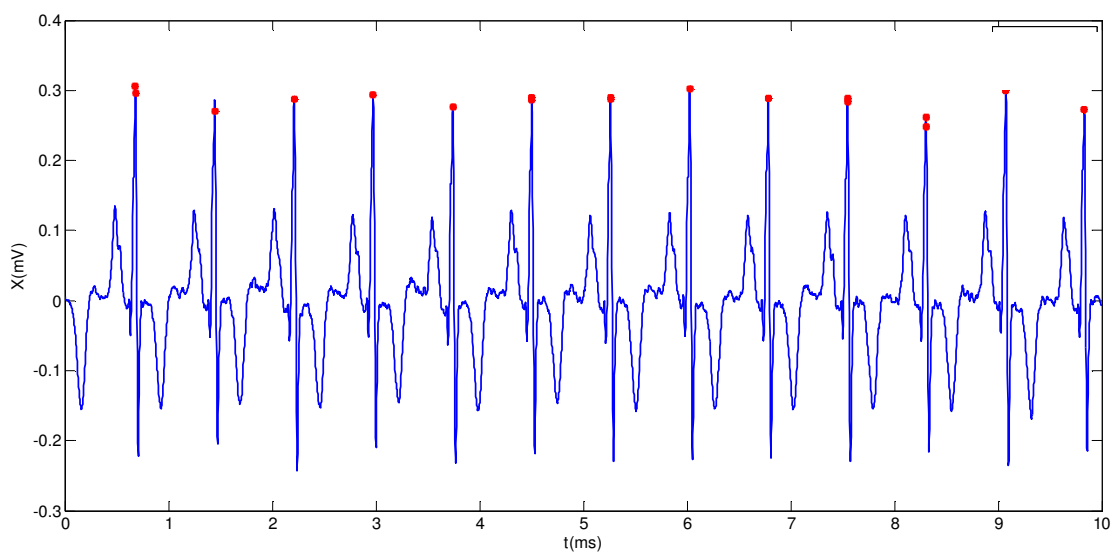
V druhé části algoritmu (Obrázek 29) jsou zjištěny vzdálenosti začátku a konce LČ.



Obrázek 29 Diagram druhé části detekce QRS komplexu.

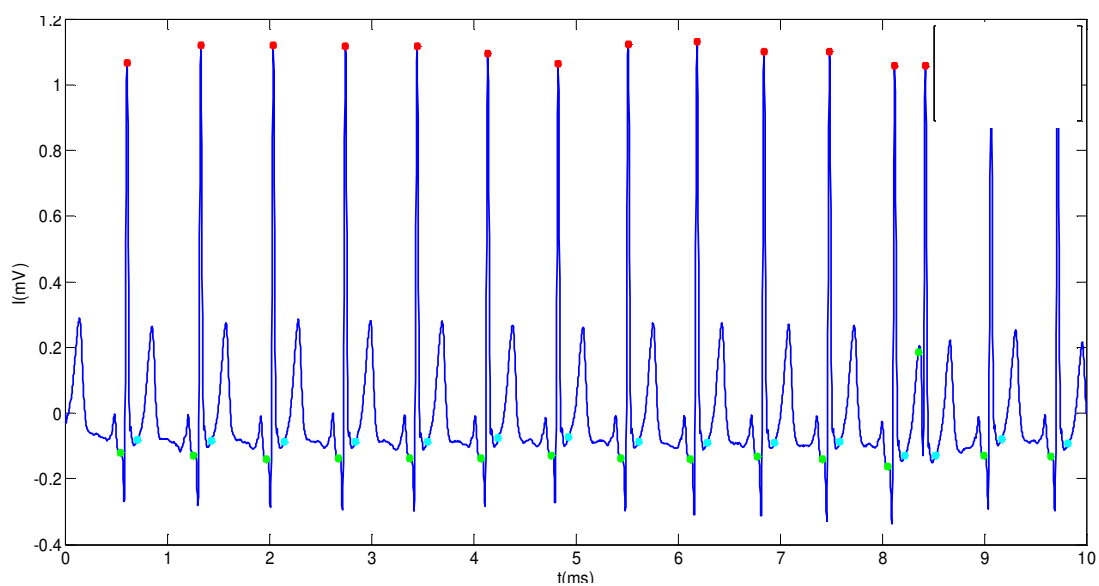
Například je zjištěno, jak daleko je od sebe čtvrtý začátek a pátý konec. Jelikož vzdálenosti pro stejné QRS komplexy jsou záporné je nastaven práh pro rozhodování na 0. Pokud je tato vzdálenost vyšší než 0 jedná se o další QRS komplex. Tento postup rozdělí signál na jednotlivá okna, ve kterých se nachází QRS komplexy. Mezi každým začátkem a koncem okna je nalezeno maximum, a tím je detekován R kmit. Detekované LČ může být příliš dlouhé a tak do detekovaného okna může zasahovat i vlna P či vlna T, proto je nutné nastavit rozhodující práh pro amplitudu R kmitu.

Jelikož byly určeny jen předběžné sekvence LČ a pro jeden QRS komplex jich bylo několik (Obrázek 30), dochází k detekování stejných R kmitů opakovaně. Data, která jsou duplikována, musí být odstraněna. Zajistí to funkce unique, která odstraní duplicitní R kmity. Přesto může nastat situace, kdy se na jeden QRS komplex objeví dva R kmity s různou amplitudou. Tyto R kmity je také nutné odstranit, jelikož by se jednalo o falešně negativní detekce. Odstranění je zajištěno po zjištění začátku Q a konce S kmitu, kdy na jeden QRS komplex může připadnout pouze jeden R kmit a to ten s vyšší amplitudou.



Obrázek 30 Signál s detekovanými duplicitními R kmity (červeně).

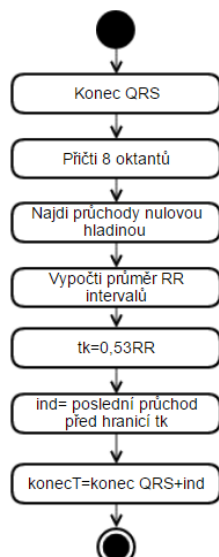
V posledním kroku jsou detekovány kmity Q a S s nastaveným prahem na průchod hladinou 0,1 mV (Obrázek 31). Kmit Q je určen v místě prvního průchodu napravo od R kmitu a kmit S je určen v místě prvního průchodu prahu nalevo od kmitu R.



Obrázek 31 Signál s detekovanými QRS komplexy, R kmit (červeně), začátek QRS (zeleně) a konce QRS (modře).

6.6 Algoritmus pro detekci T vlny

Další částí algoritmu je detektor T vlny (Obrázek 32). Zde je využit signál, který se nachází mimo LČ. Je určeno okno, které začíná koncem QRS komplexu a končí po 8 dalších oktantech. V okně se nachází T vlna.



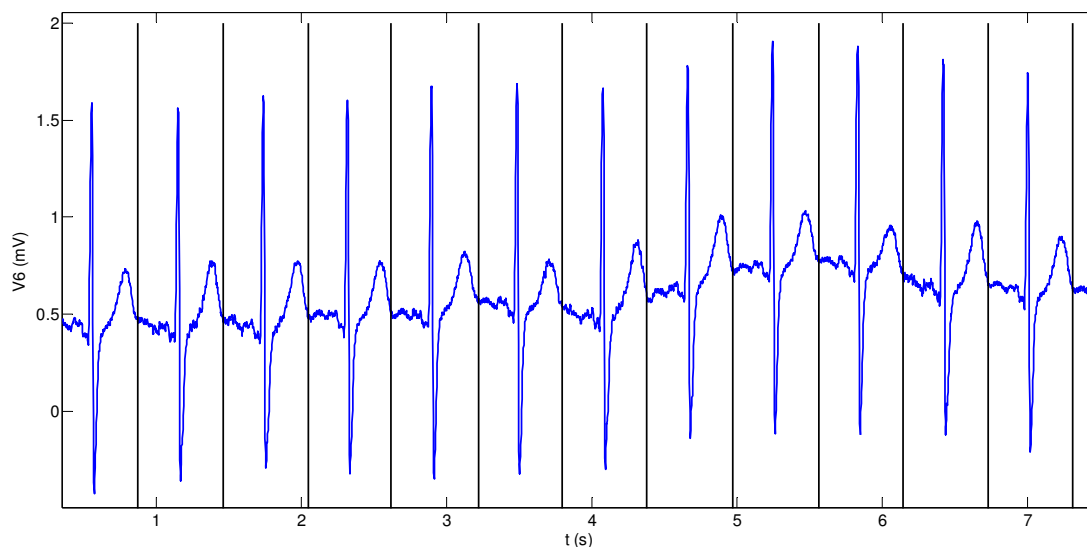
Obrázek 32 Diagram algoritmu pro konec T vlny.

Algoritmus vyhledává v daném okně všechny průchody nulovou hladinou. Je určena hranice t_k , za kterou se již konec vlny T vykytovat nemůže.

$$t_k = 0,53RR_p, \quad (25)$$

kde RR_p je průměr všech RR kmitů.

K určení konce T vlny (Obrázek 33) je použit poslední průchod nulovou hladinou, který se nachází před hranicí t_k . Pokud se žádný průchod před hranicí nenachází, není T vlna detekována.



Obrázek 33 Signál s detekovanými konci T vlny (černě).

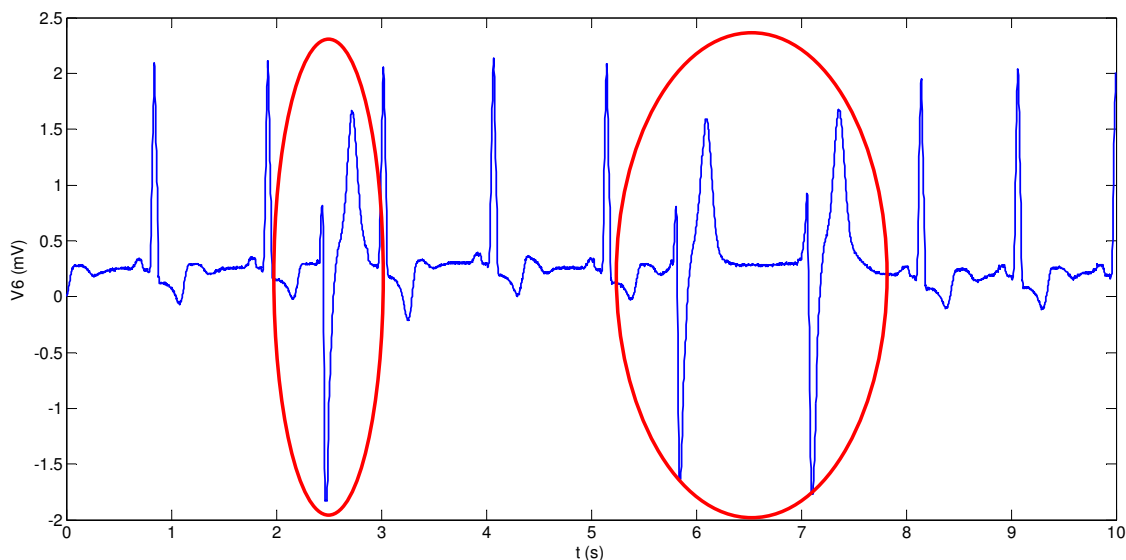
Dále algoritmus vyhledává maximální hodnotu v okně, při kladné T vlně, nebo minimální hodnotu při záporné vlně. Tímto je nalezen vrchol vlny T.

6.7 Poruchy ovlivňující QRS detektory

K bezchybné detekci QRS komplexu je zapotřebí kvalitní signál a dobrý detektor. I po dostatečné filtraci nejsou některé signály bezproblémové a ovlivňují kvalitu detektoru. Mezi hlavní problémy při detekci patří detekce komorové extrasystoly, detekce při nízké amplitudě QRS komplexu a detekce extrasystoly supraventrikulární.

6.7.1 Komorová extrasystola

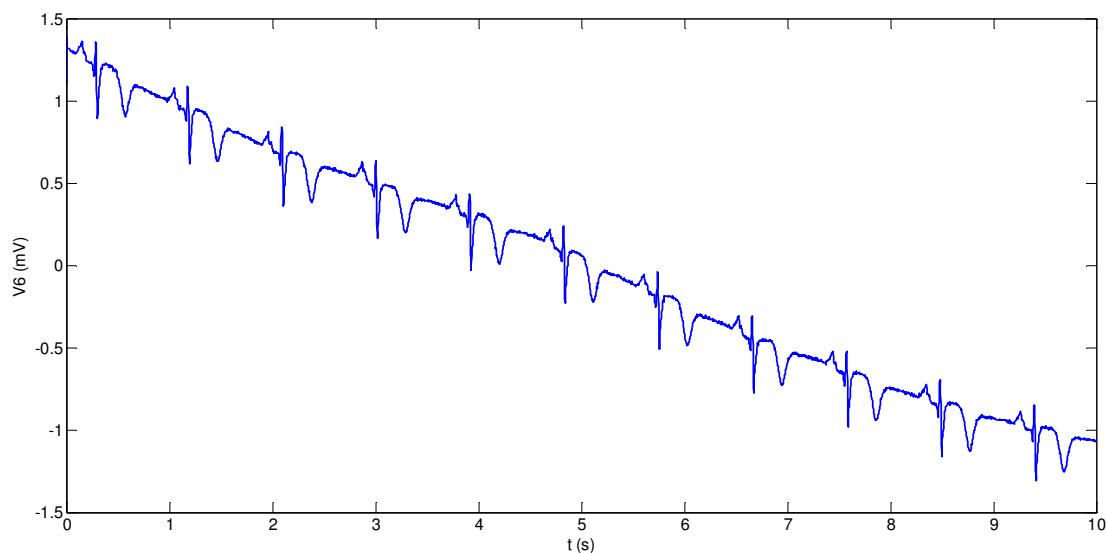
Komorová extrasystola je předčasný stah srdečního svalu. QRS komplex má v tomto případě zcela jinou morfologii a dosahuje vyšších amplitud. Celková doba depolarizace probíhá déle a proto je komplex širší. Nepředchází ji vlna P a po ní se nachází kompenzační refrakterní doba, která je až dvojnásobně delší než normální RR interval. Na obrázku 34 je zobrazen signál se třemi extrasystolami.



Obrázek 34 Signál se zvýrazněnými komorovými extrasystolami.

6.7.2 Nízká QRS amplituda

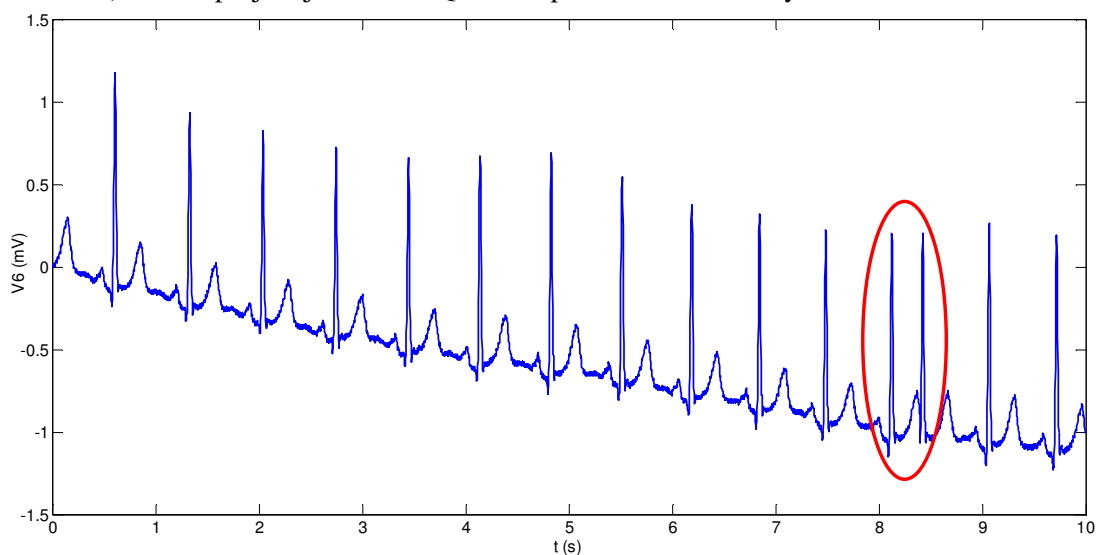
Za nízkou QRS amplitudu (Obrázek 35) je považován stav, kdy se velikost R kmitu vyrovná amplitudě vlně P a T nebo je o něco nižší. Vyskytuje se u myxedému, pleurálním velkém výpotku, perikardiálním výpotku, kardiomyopatii nebo těžké obezitě.



Obrázek 35 Signál s nízkou amplitudou QRS komplexu.

6.7.3 Supraventrikulární extrasystoly

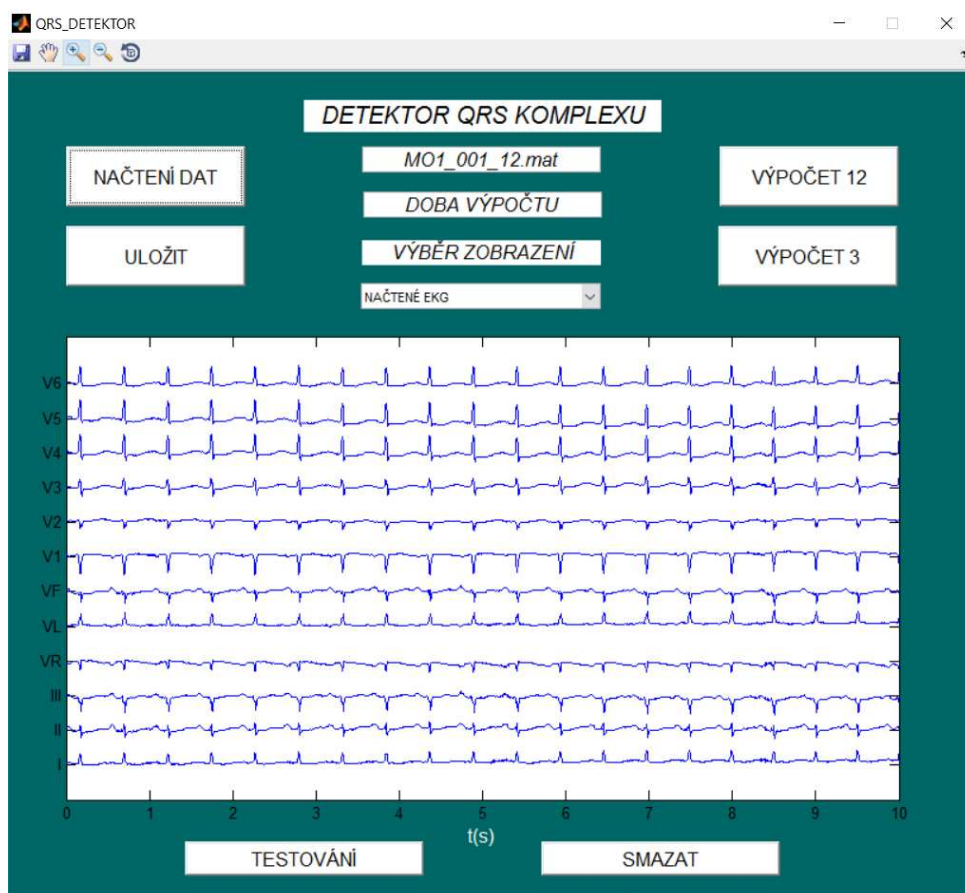
Při poruše sinoatriálního uzlu může dojít k síňové supraventrikulární extrasystole (Obrázek 36), což se projeví jako bližší QRS komplex s absencí P vlny.



Obrázek 36 Signál se zvýrazněnými supraventrikulárními extrasystolami.

7 Grafické uživatelské prostředí (GUI)

K přehlednosti zobrazení a k snadnějšímu uživatelskému ovládání bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí (Obrázek 37).



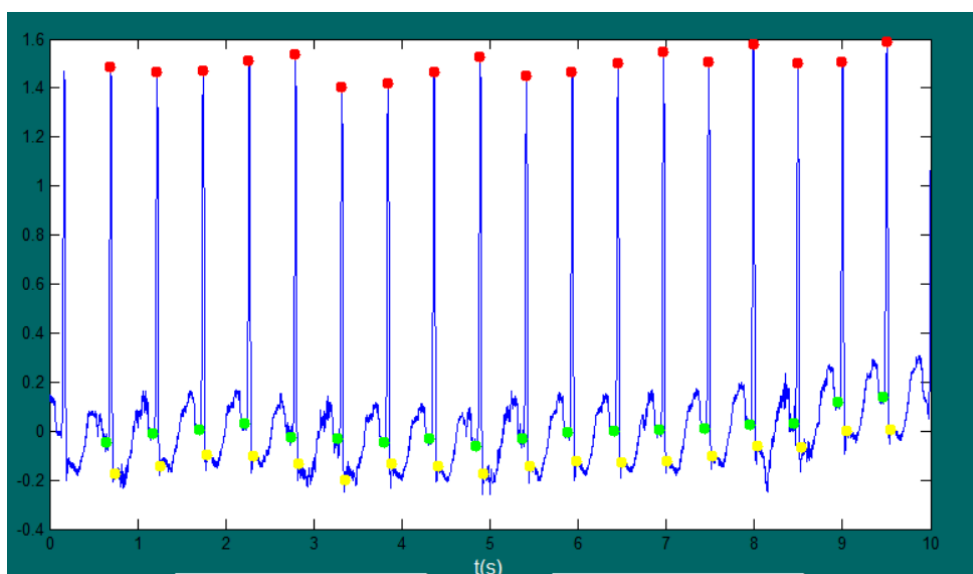
Obrázek 37 Náhled na GUI detektoru QRS komplexu.

Aplikace umožňuje načtení dat ve formátu *.mat. Zobrazuje informace o názvu načteného signálu a umožňuje zobrazení všech načtených svodů.

Uživatel má na výběr ze dvou databází. V případě zvolení 12svodové databáze po stisku tlačítka VÝPOČET 12 dojde k transformaci EKG na VKG a poté dojde k detekci QRS komplexu. V případě stisku tlačítka VÝPOČET 3 jsou načteny ortogonální svody a detekce probíhá bez transformace, která v tomto případě není nutná.

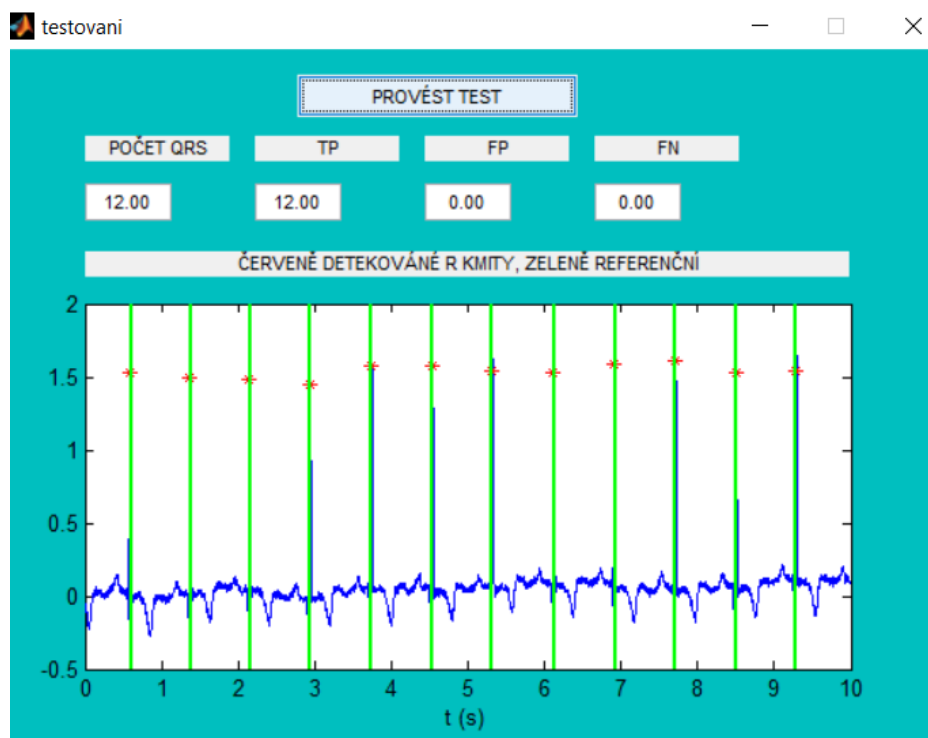
Uživatel má možnost výběru v menu, kde si může zobrazit svody s detekovaným QRS komplexem a svod V₆ (Obrázek 38) nebo X s detekovaným maximem T vlny. Další informací je doba výpočtu v sekundách.

Pomocí tlačítka ULOŽIT se uloží informace o QRS komplexu pro další zpracování.



Obrázek 38 Detail na V_6 svod s detekovanými QRS komplexy.

Tlačítkem TESTOVÁNÍ se otevře nové okno (Obrázek 39), kde si může uživatel ověřit spolehlivost detekce. Jsou zde zobrazeny R kmity detekované pomocí detektoru a zeleně označené referenční hodnoty. Dalšími informacemi jsou hodnoty TP (pravdivě pozitivní detekce), FN (falešně negativní detekce), FP (falešně pozitivní detekce), o kterých bude podrobněji hovořeno v následující kapitole.



Obrázek 39 Uživatelské prostředí pro testování.

8 Testování na CSE databázi

Pro testování detektoru jsou využity dvě části CSE databáze. První částí jsou signály z 12svodové databáze EKG, druhou částí je 3svodová databáze ortogonálních svodů. V každé databázi se nachází 125 signálů. U 123 signálů je známa pozice R kmitu. Referenční hodnoty jsou uloženy v souboru pod názvem polohyQRSvCSE2.mat, který je přejat od Ing. Hejče [25]. Soubor je načten do algoritmu a detekované QRS komplexy jsou porovnány s referenčními hodnotami. U signálu 67 a 70 jsou referenční hodnoty vynulovány, jelikož se jedná o záznamy s umělým pacemakerem. Tyto signály jsou z testování vyřazeny. Dalšími referenčními hodnotami jsou začátek konce QRS komplexu a konec T vlny.

Oba testy jsou lokální (Tabulka 5). Test na 12svodové databázi je proveden pro svod V6, který má nejvýraznější R kmitu. Test na 3svodové databázi probíhá na svodu X.

Tabulka 5 Výpis záznamů z CSE databáze

Typ EKG	Počet záznamů
Normální EKG	49
Tachykardie	21
Bradykardie	10
Kolísání izolinie	21
Komorové extrasystoly	27
Poruchy repolarizace	11
Rušení	13
Neúplný záznam	12
Výrazné P a T vlny	6

Parametry, které jsou sledovány a určují spolehlivost detektoru, jsou následující [26]:

- počet pravdivě pozitivních detekcí (TP), tedy počet správně detekovaných QRS komplexů,
- počet falešně negativních detekcí (FN), tedy počet QRS komplexů, které detektor nedokázal detekovat,
- počet falešně pozitivních detekcí (FP), tedy počet detekcí, které ve skutečnosti nejsou QRS komplexy,
- senzitivita (SE),
- pozitivní prediktivita (P+),
- přesnost (ADR),
- index výkonnosti (PI),
- směrodatná odchylka.

SE vyjadřuje citlivost testu. Jedná se o bezrozměrnou veličinu nabývající hodnoty 0-1, častěji se ovšem uvádí v procentech a je vypočítaná dle vztahu:

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 \quad (26)$$

P+ vyjadřuje, s jakou pravděpodobností bude detekce pravdivě pozitivní, uvádí se v procentech a je vypočítaná dle vztahu:

$$P+ = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 \quad (27)$$

U SE i P+ je snaha dosáhnout co nejvyššího procenta. Čím je dosaženo vyššího procenta, tím je detektor spolehlivější.

ADR je získaná z hodnot SE a P+ (28).

$$ADR = \frac{SE + (P+)}{2} \quad (28)$$

Posledním sledovaným parametrem je PI. Lze jej vypočítat dle vztahu:

$$PI = \frac{N - (FP + FN)}{N} \cdot 100, \quad (29)$$

kde N je celkový počet QRS komplexů, FP jsou všechny falešně pozitivní detekce a FN všechny falešně negativní detekce.

Směrodatná odchylka σ určuje rozptýlení hodnot od hodnoty průměrné. Je vypočítaná jako odmocnina z rozptylu $Var(X)$.

$$\sigma = \sqrt{Var(X)}, \quad (30)$$

$$Var(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (31)$$

kde x_i je prvek souboru, \bar{x} je průměr, a N je počet hodnot souboru.

V Tabulce 6 jsou shrnuta přesná kritéria pro databázi CSE, kterou by měl funkční detektor splňovat [24]. Kritérium $2s_{CSE}$ je maximální povolená směrodatná odchylka mezi referenční a detekovanou pozicí bodu.

Tabulka 6 Kritéria pro detekci významných bodů databáze CSE [24].

	začátek P [ms]	konec P [ms]	začátek QRS [ms]	konec QRS [ms]	konec T [ms]
Měkká kritéria $2s_{CSE}$	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6
Tvrdá kritéria s_{CSE}	5,1	6,35	3,25	5,8	15,3

V této práci je využito kritérium pro začátek, konec QRS komplexu a konec T vlny, jelikož detektor P vlny nebyl navržen.

8.1 Výsledky testování

8.1.1 Test senzitivity a pozitivní prediktivity

Po prvotních testech bylo dosaženo u 12svodové databáze SE 93,15 % a P+ 99,41 %. Vzhledem k nedostatečné senzitivitě byl upraven algoritmus za využití části předzpracování popsané v kapitole 6.2.4. Filtrace P a T vlny přispěla ke zlepšení detekce u SE o 1,52 % a P+ klesla o 0,04 % na úkor zvýšení SE. Celkové výsledky lokálních testů jsou uvedeny v tabulce 7.

Tabulka 7 Kompletní výsledky detekce QRS komplexů po využití předzpracování.

Typ databáze	TP	FP	FN	SE [%]	P+ [%]	ADR [%]
12svodová	1386	9	78	94,67	99,37	97,02
3svodová	1400	2	64	96,63	99,86	98,25

Z tabulky vyplívá, že dle výsledků SE a P+ je detektor spolehlivější u 3svodové databáze o 1,96 %.

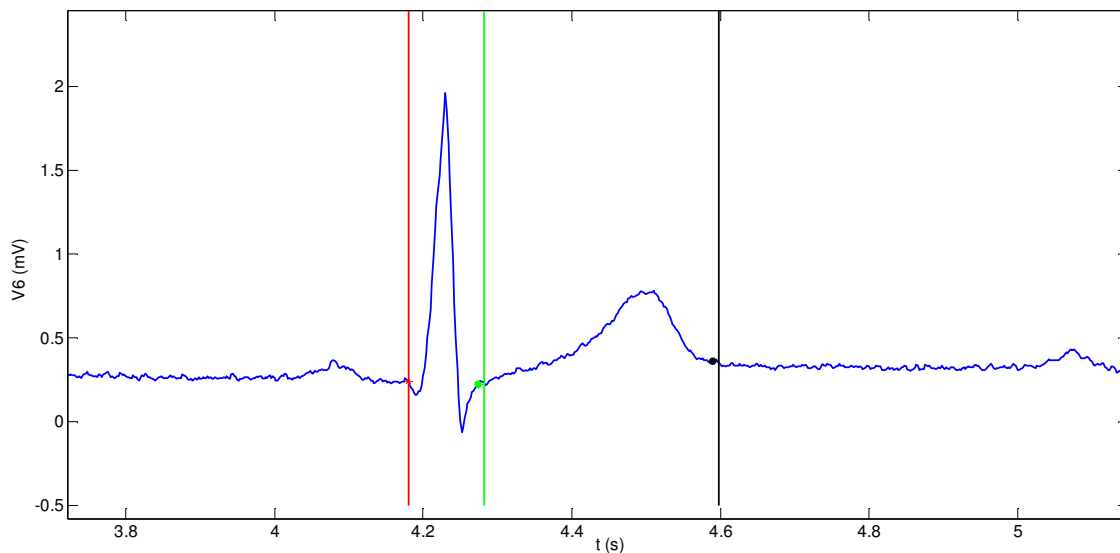
Jelikož je detektor navržen na detekci pouze jednoho druhu LČ, nejsou komorové extrasystoly s jiným LČ detekovány. Jelikož nedošlo k detekci extrasystol, jsou výsledky zkreslené. Výsledky bez těchto signálů jsou uvedeny v tabulce 8. V obou případech došlo k výraznému snížení FN i FP a tím k zlepšení SE u 12 svodové databáze o 3,4 % a u 3svodové o 3,23 %.

Tabulka 8 Kompletní výsledky testů detekce QRS komplexů po využití předzpracování bez komorových extrasystol.

Typ databáze	TP	FP	FN	SE [%]	P+ [%]	ADR [%]
12svodová	1326	6	26	98,07	99,52	98,79
3svodová	1372	2	14	98,99	99,86	99,43

8.1.2 Testování kritérií CSE databáze

V každém signálu je zjištěna vzdálenost detekovaných významných bodů v EKG: začátku a konce QRS komplexu a konce T vlny k referenčním hodnotám (Obrázek 40).



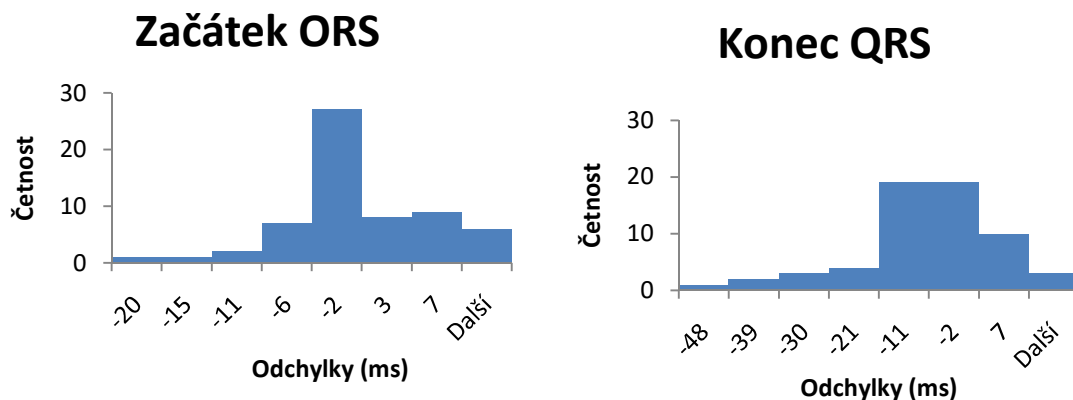
Obrázek 40 Ukázka detekovaného QRS komplexu, konce T vlny (tečky) a referenční hodnoty (čáry).

Dále je ze všech vzdáleností vypočten průměr a směrodatná odchylka (Tabulka 9).

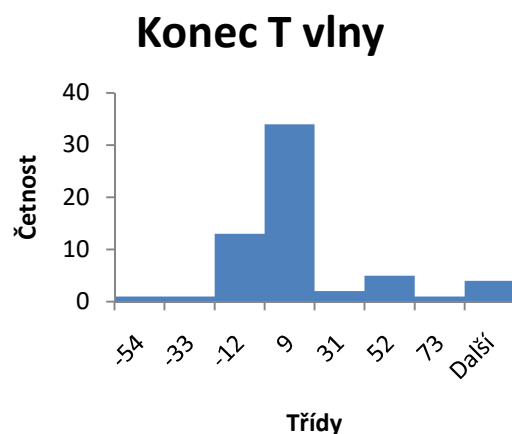
Tabulka 9 Výsledky vypočtených odchylek na CSE databázi.

Detektor	Začátek QRS [ms]	Konec QRS [ms]	Konec T vlny [ms]
Oktantový detektor	$-2,16 \pm 6,5$	$-10,88 \pm 13$	$4 \pm 30,4$

U začátku detekce QRS komplexu a konce T vlny jsou splněna kritéria 2sCSE. U detekce konce QRS komplexu není splněno kritérium o 1,4 ms. Pro lepší názornost a pro možnost budoucího ladění jsou odchylky začátku QRS znázorněny na histogramech (Obrázek 41,42).



Obrázek 41 Histogramy odchylek QRS komplexu.



Obrázek 42 Histogram odchylek T vlny.

8.1.3 Testování času potřebného k detekci

K určení spolehlivosti detektoru je využita senzitivita a specificita, dalším parametrem, který lze sledovat je čas potřebný k detekci (Tabulka 10).

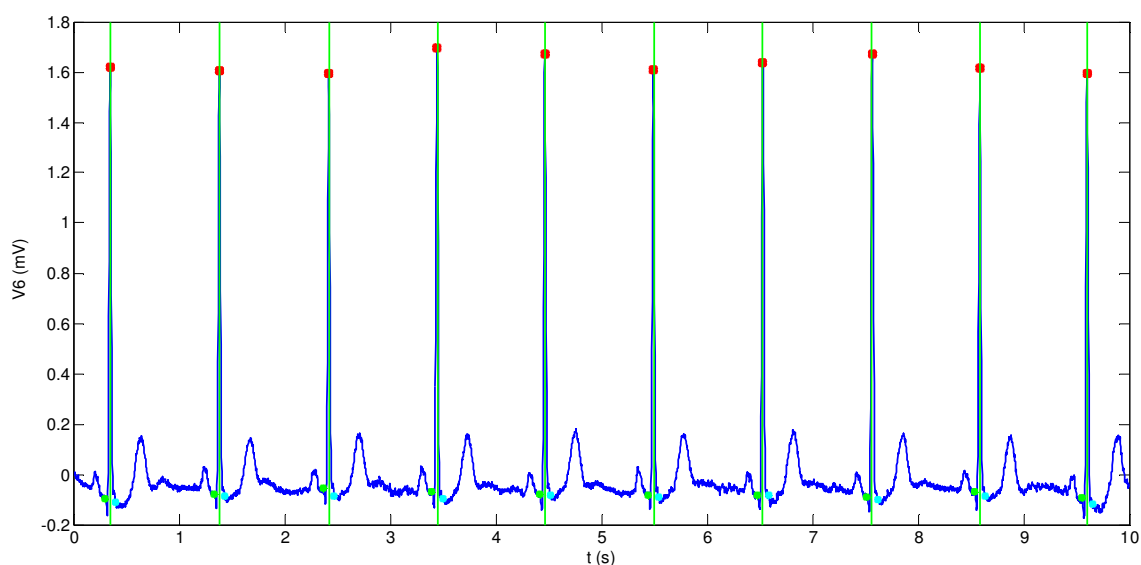
Tabulka 10 Ukázka časové detekce QRS komplexu.

Typ databáze	Čas [s]
12svodová	0,51
3svodová	0,19

U 3svodové databáze stačí k detekci průměrně 0,19 s. V případě 12svodové se čas detekce zvyšuje na 0,51 s. Zvýšení je způsobeno potřebnou transformací EKG svodů na VKG. U detektoru založeného na počtech průchodů nulovou hladinou, který byl navrhnut podle kapitoly 4.1.5, bylo dosaženo časů 0,17 s. Lze tedy říci, že navržený detektor dosahuje podobných časů.

8.1.4 Testování na normálním EKG

U testování normálního EKG se nenacházel žádný signál, u kterého by neproběhla správná detekce. Ukázka detekce na signálu MO1_007_12 je na obrázku 43.

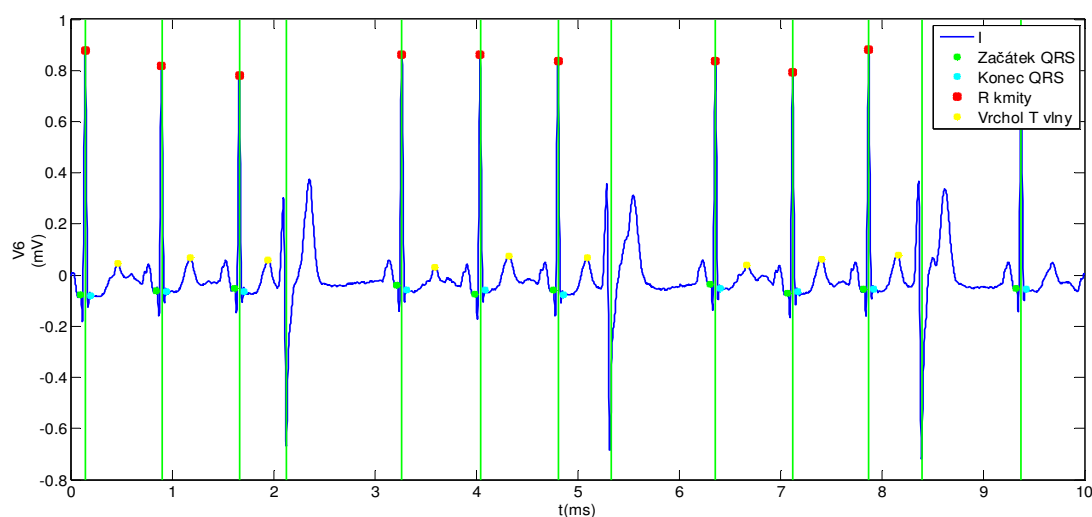


Obrázek 43 Ukázka detekce na signálu normálního EKG. QRS komplex tečky, zelené čáry referenční hodnoty.

8.1.5 Testování poruch ovlivňující QRS detektory

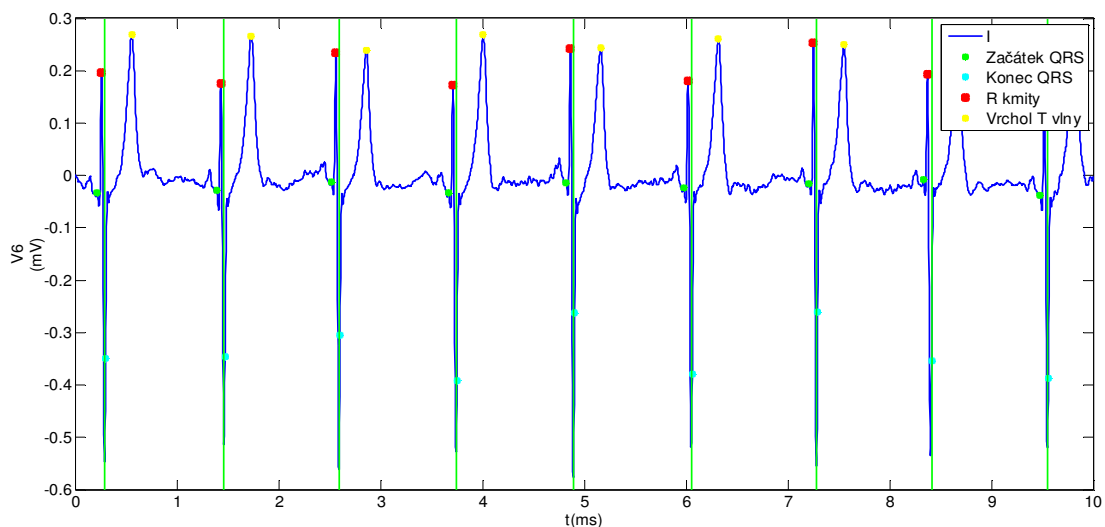
V kapitole 6.7 jsou ukázky tří poruch (Obrázek 35-37), které ovlivňují správnou detekci QRS komplexu. Jedná se o komorové extrasystoly, nízkou amplitudu QRS komplexu a detekci extrasystoly supraventrikulární.

Při testování extrasystol (Obrázek 44) docházelo k nejvyšším chybám. Extrasystoly jsou morfologicky odlišné od ostatních QRS komplexů a mají odlišné LČ. To znamená, že jejich detekce neproběhne, jelikož je algoritmus nastaven na detekování pouze jednoho druhu LČ.



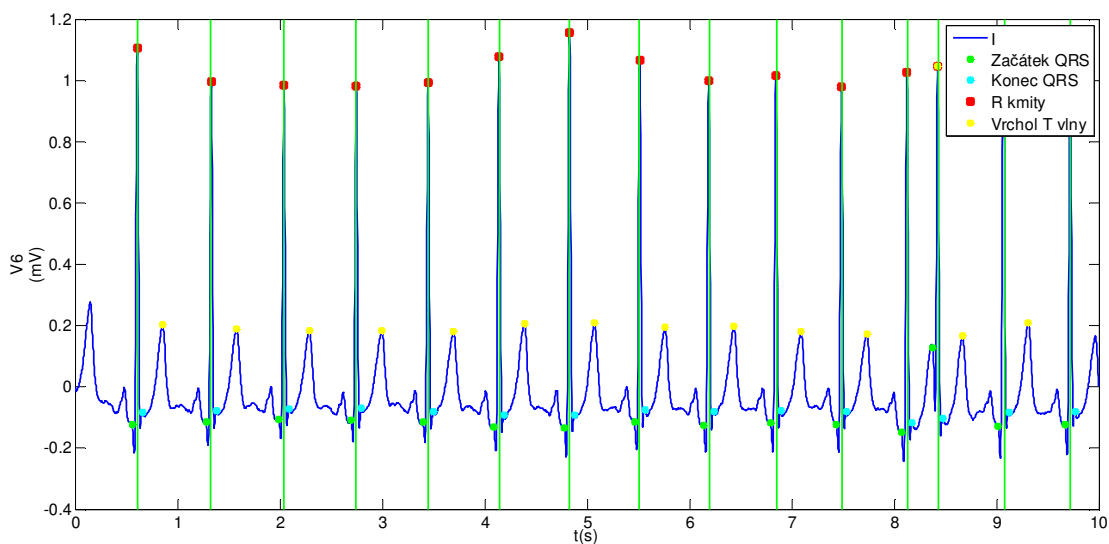
Obrázek 44 Svod s komorovými extrasystolami a detekovanými QRS komplexy.

Při detekci nízkých amplitud QRS komplexu (Obrázek 45) nedocházelo k chybám. Pro detekci je nastaven rozhodovací práh, který chybám zamezuje.



Obrázek 45 Svod s nízkou amplitudou QRS a detekovanými QRS komplexy.

Při detekci supraventrikulárních extrasystol (Obrázek 46) nedocházelo k chybám, jelikož detektor není závislý na výskytu P vln. Morfologie QRS komplexu se při těchto extrasystolách nemění, a tak detekce proběhne bez problému.



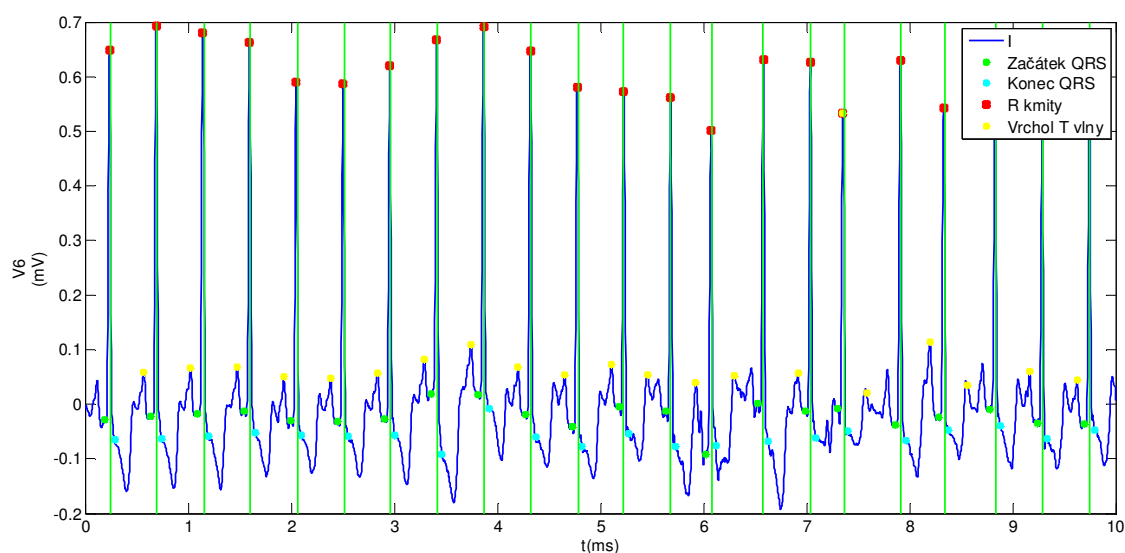
Obrázek 46 Svod s extrasystolami a detekovanými QRS komplexy.

8.1.6 Testování na záznamech s tachykardií

Za tachykardii se považuje stav, kdy je srdeční frekvence vyšší než 90 tepů za minutu v klidovém stavu. Tělo vyžaduje zvýšený přísun okysličené krve a tak se musí zvýšit tepová

aktivita. Tachykardie vzniká při tělesné námaze, následkem stresové situace, nebo se může jednat i o příznak některých chorob, jako je například onemocnění štítné žlázy.

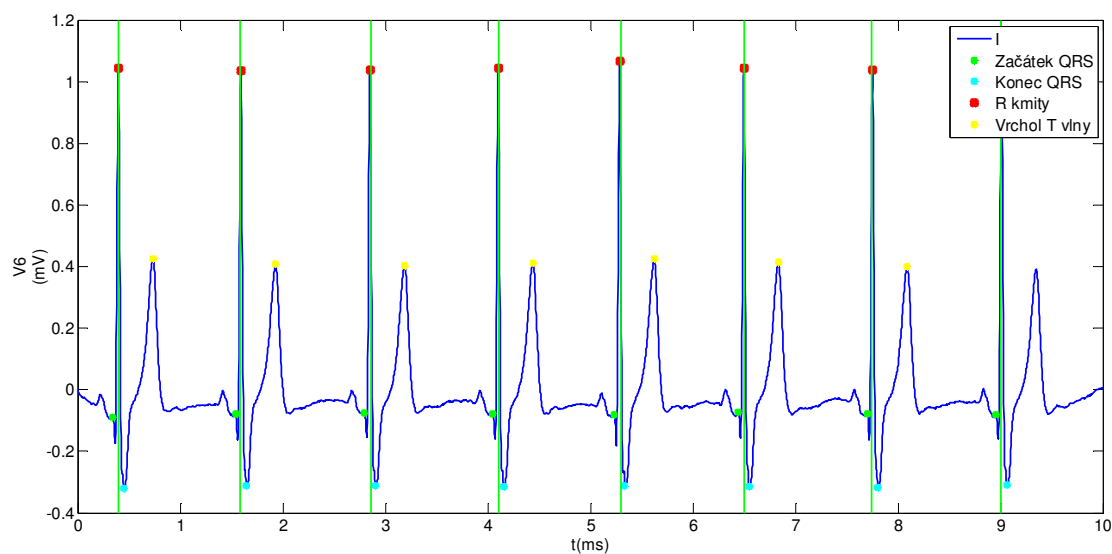
Detekce na těchto signálech probíhala bez potíží, jelikož detektor není ovlivněn RR intervalem. Ukázka detekce na signálu MO_019_12 je na obrázku 47.



Obrázek 47 Detekované QRS komplexy na signálu s tachykardií.

8.1.7 Testování na záznamech s bradykardií

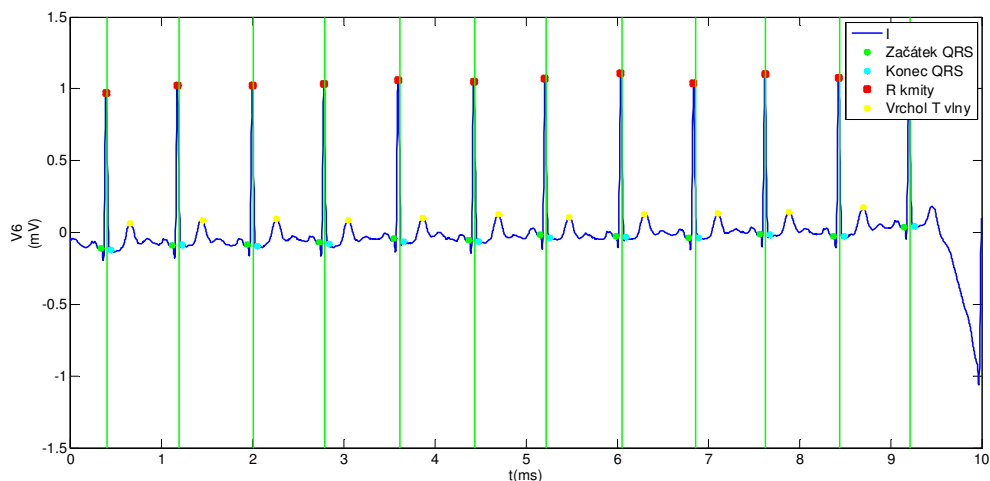
Bradykardie je stav, kdy srdeční tepová frekvence klesne pod 60 tepů za minutu v zátěžovém režimu. Bradykardie je normální stav při spánku a trénovaných lidí. Naopak patologicky může být způsobena infarktem myokardu, nitrolebečním poraněním nebo vlivem některých léků. Ukázka detekce na signálu MO_013_12 je na obrázku 48.



Obrázek 48 Detekované QRS komplexy na signálu s bradykardií.

8.1.8 Testování na záznamech s kolísáním nulové izolinie

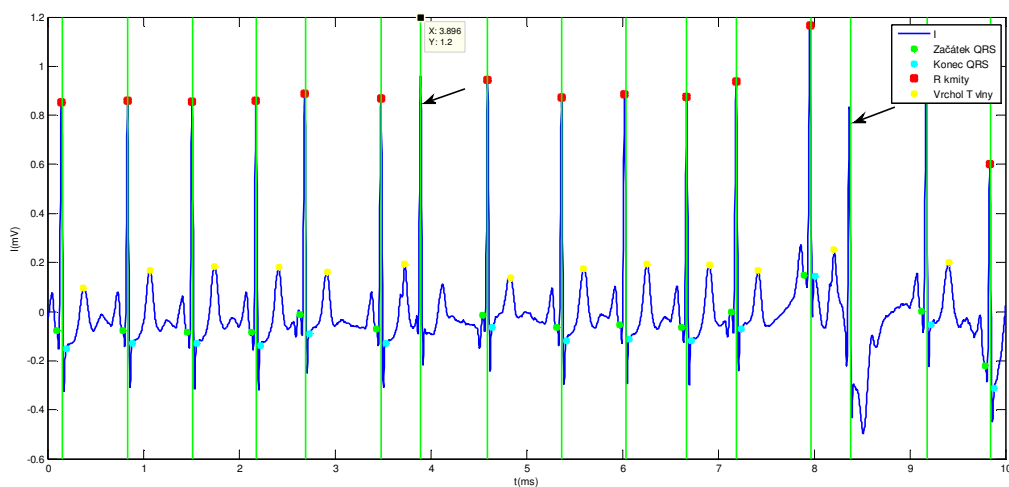
Při neodstranění kolísání by docházelo k špatné detekci oktantových čísel a tím pádem i špatné detekci QRS komplexů. Filtrace je proto nutná a z tohoto důvodu byla aplikována v této práci dle pravidel v kapitole 6.2.2. Po filtraci proběhla detekce bez problémů. Ukázka detekce na signálu MO_003_12 je na obrázku 49.



Obrázek 49 Detekované QRS komplexy na signálu s kolísáním izolinie.

8.1.9 Selhání detektoru

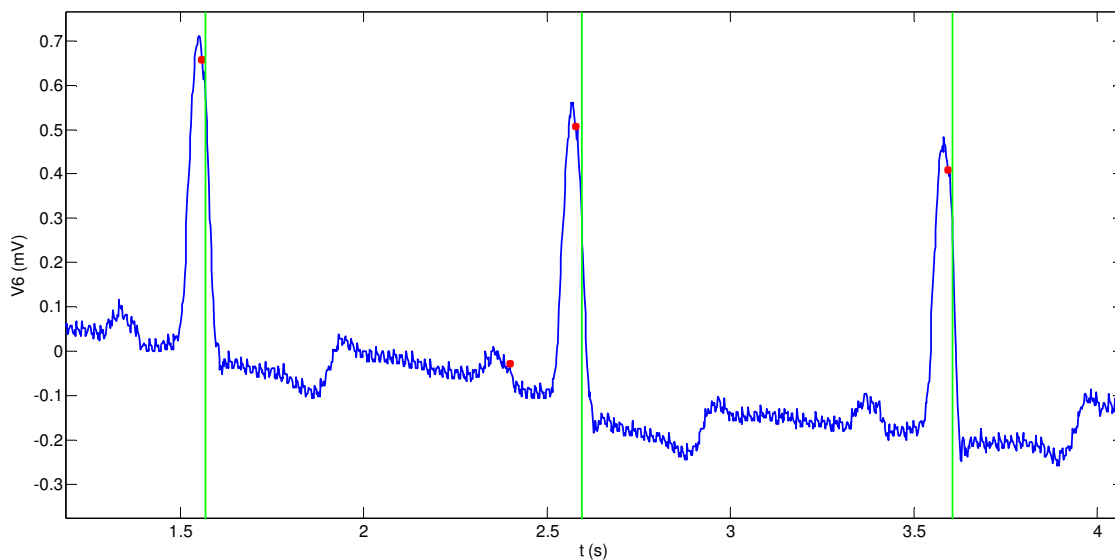
U některých signálů došlo k selhání a některé QRS komplexy nebyly ve svodu detekovány (Obrázek 50). Analýzou problému bylo zjištěno, že se u jednotlivých komplexů liší detekované LČ. Např., u signálu MO1_005_12 bylo LČ u většiny komplexů 856215 s výjimkou čtvrtého QRS komplexu, kde bylo LČ určeno jako 876215. U tohoto komplexu byla shoda v právě čtyřech číslicích a detekce je úspěšná. V případě sedmého komplexu s LČ 85121 byla shoda pouze ve dvou číslech, jedná se tak o unikátní LČ a detekce selhává.



Obrázek 50 Ukázka selhání detektoru.

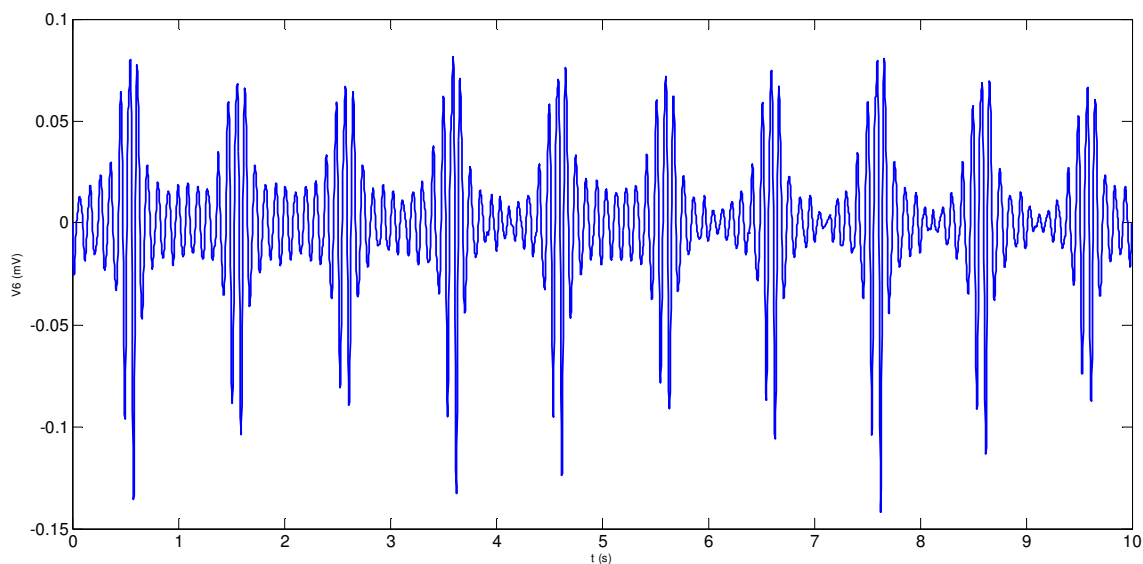
8.1.10 Falešně pozitivní detekce

U některých signálů (Obrázek 51) došlo k falešně pozitivní detekci QRS komplexu.



Obrázek 51 Signál s falešně pozitivními detekcemi.

Jednalo se o signály, které jsou silně rušeny a ani filtrace šum dostatečně neodstranila. Po odfiltrování vlny P a T filtrem pásmová propust nedošlo k zvýraznění R kmitů, ale naopak došlo k zahlazení (Obrázek 52).



Obrázek 52 Ukázka signálu po odstranění P a T vlny se zahlazenými R kmity.

9 Diskuze k dosaženým výsledkům

Všechny parametry nově sestrojeného oktantového detektoru byly porovnány se současnými, klinicky využívanými detektory, které byly testovány na CSE databázi. Informace o SE a P+ jsou přehledně uvedeny v Tabulce 11.

Tabulka 11 Porovnání výsledků detektorů testovaných na CSE databázi.

Metoda	TP	FP	FN	SE [%]	P+ [%]	ADR [%]
Oktantový detektor	1372	2	14	98,99	99,86	99,44
Metha 1 [15]	1486	8	1	99,93	99,46	99,69
Metha 2 [27]	1487	13	1	99,93	99,13	99,53
Trahanias [17]	1404	88	74	99,38	99,48	99,43
Chouhan [16]	17729	259	148	98,56	99,18	98,87

V porovnání s ostatními detektory skončil Oktantový detektor na 3. místě z hlediska SE za detektory Metha 1 a 2. ADR Oktantového detektoru je oproti algoritmu od Metha, který je na prvním místě, horší o 0,25 %.

Dle testů lze výsledky rozdělit na:

- věrohodné – test je proveden na celé standardní databázi,
- méně věrohodné – test je proveden na části standardní databázi,
- nevěrohodné – test je proveden na jiné než standardní databázi.

Podle rozdělení se Oktantový detektor navržený v této práci řadí mezi méně věrohodné, jelikož k testování není využita celá CSE databáze. Do této kategorie se řadí i detektory Metha 1 a 2 a Trahaniase.

Informace o směrodatných odchylkách jsou uvedeny v tabulce 12. Ke splnění měkkého kritéria stačí dosáhnout hranice $2s_{CSE}$, ke splnění tvrdého kritéria musí být dosáhnuta hranice s_{CSE} .

Tabulka 12 Porovnání výsledků detektorů testovaných na CSE databázi – směrodatné odchylky.

Metoda	Začátek QRS [ms]	Konec QRS [ms]	Konec T vlny [ms]
Kritéria 2 _{SCSE}	6,5	11,6	30,6
Oktantový detektor	-2,16±6,5	-10,88±13	4±30,4
Laguna [30]	-2,1±7,4	-0,2±3,6	2,6±10,5
Chouhan [28]	-7,5±6,6	0,9±9,2	-18,5±14,4
Martínez [31]	1,3±6,3	5,8±10,9	1,3±21,8
Alvarado [29]	-4,5±1,5	7,6±1,8	8,2±3,6

Splnění měkkého kritéria dosáhl ve všech bodech Martínezův detektor a Alvaradův algoritmus, který dokonce splnil i tvrdá kritéria. Oktantový detektor v porovnání s ostatními algoritmy dosáhl horších výsledků, nicméně splnil měkká kritéria ve dvou bodech a to při detekci začátku QRS komplexu a konce T vlny. U tohoto nově navrženého detektoru je ovšem nutné přihlídnout ke skutečnosti, že se jedná o zcela jiný, nový postup detekce a je zde stále prostor pro optimalizaci.

Při implementaci algoritmu byly zjištěny možnosti, které vedly ke zlepšení spolehlivosti detektoru. Detekované LČ se v prvotním algoritmu musely shodovat v pěti oktantových číslech. V případě, kdy se QRS komplex vyskytoval na konci či začátku signálu nedošlo k jeho detekci. Z toho důvodu byl počet míst, ve kterých se LČ museli shodovat, snížen na 3 a tím byl tento problém odstraněn. Další optimalizací bylo zavedení filtru pásmová propust s hranicemi 10 až 30 Hz. Došlo tak k odstranění P a T vlny a ke zvýraznění R kmitu. Tato optimalizace vedla k zvýšení spolehlivosti testu.

Nevýhodou detektoru je závislost detekce oktantových čísel, která je ovlivňována nedostatečnou filtrací a také transformací. Filtrace, která je použita v této práci je pro většinu druhů signálu dostačující. V některých signálech je však šum příliš velký a tak dochází pozitivně falešným detekcím. K dalšímu zlepšení by mohla prospět pokročilejší filtrace a zavedení filtrace síťového brumu. Na základě výsledků, ze kterých vyplývá, že pro VKG svody je detektor spolehlivější, lze říci, že transformace do detekce zavádí chybu. Další práce by se měla soustředit na zavedení nelineární transformace, která by mohla dosahovat lepších výsledků.

10. Závěr

Cílem této práce bylo pomocí oktantové teorie navrhnout algoritmus pro detekci QRS komplexů. Algoritmus byl realizován v programu Matlab verze 2014a. Skládá se z několika částí: načtení signálu, filtrace signálu, transformace, detekce oktantových čísel, detekce LČ a samotné detekce QRS komplexu. Načtená data byla filtrována od vysokofrekvenčního šumu a bylo odstraněno kolísání izolinie. Jelikož oktantová čísla jsou možná určit pouze z Frankových svodů, bylo nutné použít transformaci EKG na svody VKG za využití Korsovy regresní metody, která dosahuje nejlepších výsledků. K detekci řady oktantových čísel byl využit algoritmus, který zjišťuje přechod mezi jednotlivými částmi 3D prostoru. Ke kódování čísel bylo využito rozdělení dle Laufbergera. Z celé řady čísel byly detekovány LČ. Jednalo se o čísla, která popisovala QRS komplex. V úseku LČ bylo nalezeno maximum a tím určen R kmit.

K zobrazení výsledků bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí **QRS_Detektor.mat**, ve kterém může uživatel zobrazit svody s detekovanými QRS komplexy, otestovat detektor na CSE databázi a získané informace o QRS komplexu uložit pro další zpracování.

Navržený algoritmus byl testován na CSE databázi. Testování proběhlo na 3svodové a 12svodové databázi lokálně. U 3svodové databáze byl testován svod X a bylo dosaženo senzitivity 99,08 % a pozitivní prediktivity 99,86 %. U 12svodové databáze byl testován svod V6 a bylo dosaženo senzitivity 98,15 % a pozitivní prediktivity 99,52 %.

Nad rámec zadání byl vytvořen detektor konce T vlny, který byl taktéž otestován na CSE databázi. Bylo dosaženo směrodatné odchylky 30,47 ms, čímž je splněno $2s_{CSE}$ kritérium.

Navrhnutý detektor může být použit při dalším zpracování EKG signálu a detekci příznaků, jelikož už není zapotřebí další detekce komorových extrasystol. Algoritmus umožňuje offline detekci, v dalším vývoji je možnost online detekce a implementace do přístrojů pro detekci srdeční aktivity.

Literatura

- [1] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. *ÚZIS* [online]. Praha, 2017 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/node/7688>.
- [2] MACFARLANE, Peter W. *Comprehensive electrocardiology*. 2nd ed. /. London: Springer, c2011. ISBN 184882047X.
- [3] MALCOLM S. THALER a [PŘEKLAD JIŘÍ KOLÁŘ]. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 8024741938.
- [4] PÉREZ RIERA, Andrés Ricardo, Augusto H. UCHIDA, Celso Ferreira FILHO, Adriano MENEGHINI, Celso FERREIRA, Edgardo SCHAPACKNIK, Sergio DUBNER a Paulo MOFFA. Significance of Vectorcardiogram in the Cardiological Diagnosis of the 21st Century. *Clinical Cardiology*. 2007, vol. 30, issue 7, s. 319-323. DOI: 10.1002/clc.14.
- [5] VAN OOSTEROM, Adriaan. Vectorcardiography based analysis of atrial fibrillation. *In: Proceedings of the 36th International Congress on Electrocardiology*, JAKS Publishing Company, 2009, p. 39-55.
- [6] MALMIVUO, J.A. The SVEC III vectorcardiographic lead system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2004, 23(6), 47-51 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1109/MEMB.2004.1378633. ISSN 0739-5175.
- [7] CLIFFORD, Gari D., Francisco AZUAJE a Patrick MCSHARRY. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Boston: Artech House, c2006. Artech House engineering in medicine & biology series.
- [8] CORREA, Raúl, E LACIAR, P ARINI a Raimon JANÉ. Analysis of QRS loop in the Vectorcardiogram of patients with Chagas' disease. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. IEEE, 2010, , 2561-2564. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626863. ISBN 978-1-4244-4123-5. ISSN 1557-170X.
- [9] CORREA, Raúl, Pedro D. ARINI, Lorena CORREA, Max E. VALENTINUZZI a Eric LACIAR. Acute myocardial ischemia monitoring before and during angioplasty by a novel vectorcardiographic parameter set. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2013, 46(6), 635-643 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2013.06.001. ISSN 00220736.
- [10] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002, 21(1), 42-57. DOI: 10.1109/51.993193. ISSN 07395175.
- [11] AHLSTROM, M. L.; TOMPKINS, W. J. Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 10, pp. 651-657, 1983.
- [12] AFONSO, V.X., W.J. TOMPKINS, T.Q. NGUYEN a SHEN LUO. ECG beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 46(2), 192-202 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1109/10.740882. ISSN 00189294.
- [13] ADDISON, Paul S. *The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. New York: Taylor & Francis, c2002. ISBN 978-0750306928.
- [14] KOHLER, B. U.; HENNIG, Carsten; ORGLMEISTER, Reinhold. QRS detection using zero crossing counts. *APPLIED GENOMICS AND PROTEOMICS*, 2003, 2.2: 138-145.

- [15] MEHTA, Sarabjeet Singh a Nitin Shivappa LINGAYAT. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing* [online]. 2007, 87(12), 3190-3201 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1016/j.sigpro.2007.06.009. ISSN 01651684.
- [16] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.
- [17] TRAHANIAS, P.E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 40(2), 201-205 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1109/10.212060. ISSN 00189294.
- [18] LAUFBERGER, Vilém. Octant vectorcardiography. [i]Physiological Bohemoslovaca,[/i]1980, vol. 29, iss. 6, pp. 481–492. ISSN 0014-1291.
- [19] YANG, Hui, Satish T.S. BUKKAPATNAM, Trung LE a Ranga KOMANDURI. Identification of myocardial infarction (MI) using spatio-temporal heart dynamics. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, 34(4), 485-497 [cit. 2017-01-08]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.08.009. ISSN 13504533.
- [20] The CSE working party. Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases. December 1990.
- [21] Savitzky, A.; Golay, M.: *Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures*. Anal. Chem., July 1964.
- [22] MAMMANO, Augusto a Leonida ROSINO. *The spectrum 1966-67 of the peculiar object MHalfa 328-116 (V 1016 CYG): note II*. Firenze: Tipografia Raccini & Chiappi, 1968. Memorie della Societa astronomica Italiana, vol. 39, fasc. 3.
- [23] VOŽDA, Michal. *Časoprostorová analýza vektorkardiografických záznamů*. Ostrava, 2016. Dizertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [24] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, pp. 815-825, 1985.
- [25] HEJČ, J. 2012. *Rozměřování experimentálních záznamů EKG*. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, 82 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [26] WITTEN, Ian H., Eibe FRANK and Mark A. HALL. *Data Mining: Practical machine learning tools and techniques*. Burlington: Morgan Kaufmann, 2011. ISBN 978-0123748560.
- [27] MEHTA, S.; LINGAYAT, N. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.
- [28] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S.; LINGAYAT, N. S. Delineation of QRS-complex, P and Twave in 12-lead ECG. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 4, pp. 185-190, 2008.
- [29] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.
- [30] LAGUNA, P.; JANÉ, R.; CAMINAL, P. *Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database*. Comput. Biomed. Res., Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.

- [31] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

Přílohy

A Výsledky testování na 12svodové databázi

Počet QRS	TP	FP	FN	SE [%]	P+ [%]	Průměrná odchylka
19	19	0	0	94,74	100	4,1
17	16	0	1	94,12	100	4,2
12	12	0	0	100	100	5,2
17	17	0	0	100	100	2,7
16	15	0	1	87,5	100	2,5
17	16	0	1	94,10	100	2,4
10	10	0	0	100	100	1,8
12	12	0	1	91,67	100	2,6
7	6	0	0	100	100	3,1
15	15	0	0	100	100	2,1
13	12	0	1	92,31	100	4,8
12	12	0	0	100	100	2,1
8	8	5	0	100	100	2,5
6	6	0	0	100	100	4
16	16	0	0	93,75	100	2,4
9	9	0	0	90	100	12,3
14	14	0	0	93,31	100	8
13	13	0	0	100	100	3,9
22	22	0	0	100	100	2,6
7	7	0	0	100	100	7,1
12	12	0	0	42	100	2,1
8	8	0	0	100	100	1,3
9	9	0	0	100	100	4,2
10	10	0	0	100	100	2,2
14	9	1	5	69,23	90	1,4
14	14	0	0	92,86	100	6
10	5	0	5	50	100	2,2
10	10	0	0	100	100	2
12	12	0	0	75	100	3,2

11	11	0	0	100	100	2,3
14	14	0	0	100	100	2,6
9	9	0	0	100	100	15
12	9	0	3	67	100	2,1
11	11	0	0	81,81	100	3,22
12	12	0	0	83,32	100	3
13	13	0	0	100	100	2,6
11	11	0	0	100	100	3,5
9	9	0	0	100	100	4,3
12	11	0	1	91,67	100	10
11	11	0	0	100	100	2,1
11	11	0	0	100	100	4
10	10	0	0	100	100	2,1
8	8	0	0	100	100	3
13	12	0	1	92,31	100	7,4
12	12	0	0	100	100	2,5
16	16	0	0	93,75	100	9,2
10	10	0	0	100	100	9,5
11	11	0	0	100	100	3,8
8	8	0	0	100	100	1,5
20	20	0	0	95	100	9,4
15	14	0	1	86,67	100	5,7
17	17	0	0	100	100	6,8
9	9	0	0	100	100	2,7
10	10	0	0	100	100	7,3
10	10	0	0	100	100	1,7
15	15	0	0	100	100	1,2
8	8	0	0	87,52	100	3,4
12	12	0	0	100	100	2,3
13	11	0	2	84,62	100	2,4
11	11	0	0	100	100	3,2
9	9	0	0	100	100	1,5
11	11	0	0	100	100	1,7

12	12	0	0	100	100	1,6
10	10	0	0	100	100	2,9
17	17	0	0	100	100	5,1
13	13	0	0	100	100	4,1
13	13	0	0	100	100	2,6
14	14	0	0	100	100	7
11	10	0	1	90,91	100	2,3
13	13	0	0	100	100	2
10	10	0	0	100	100	11,3
13	13	0	0	100	100	2,5
13	13	0	0	100	100	3,2
12	10	0	2	83,31	100	3,1
7	7	0	0	100	100	1,8
9	9	0	0	100	100	1,5
9	8	0	1	88,91	100	2
12	12	0	0	100	100	5,3
9	9	0	0	100	100	5,4
15	15	0	0	100	100	3,1
10	10	0	0	100	100	3,7
12	12		0	100	100	2,6
9	9	0	0	100	100	12
9	9	0	0	77,82	100	2,7
10	10	0	0	80	100	2,5
6	6	0	0	100	100	2,8
8	8	0	0	100	100	8,37
9	9	0	0	100	100	1,7
11	11	0	0	100	100	3
9	9	0	0	88,89	100	2
10	9	0	1	90	100	3,2
8	8	0	0	100	100	1,7
8	8	0	0	87,51	100	5,2
11	10	0	1	81,82	100	3,2
11	10	0	1	90,91	100	2,8

10	10	0	0	100	100	8,2
14	14	0	0	93,31	100	2,1
16	14	0	2	87,52	100	2,4
16	16	0	0	100	100	1,6
11	8	0	3	45,45	100	6,6
8	8	0	0	87,51	100	3,2
14	14	0	0	100	100	4,1
10	10	0	0	100	100	2,2
15	15	0	0	100	100	2,8
16	16	0	0	93,75	100	2,3
15	15	3	0	100	83,3	21,4
15	7	3	8	46	70	1,2
21	21	0	0	80,95	100	2
13	13	0	0	23,08	100	9,6
17	17	0	0	76,47	100	2,1
10	10	0	0	100	100	5,9
20	19	0	1	90	100	2,7
13	11	0	2	46,15	100	6
12	12	0	0	100	100	2,9
11	11	0	0	100	100	4,5
18	18	0	0	88,89	100	2,5
9	8	0	1	77,78	100	13,1
10	10	0	0	100	100	3,2
15	15	0	0	60	100	8,6
13	13	0	0	100	100	2,1
12	11	0	1	91,67	100	6,2
12	12	0	0	100	100	2,4

B Detekce odchylek na 12svodové databázi

začátek QRS [ms]	konec QRS [ms]	konec T' [ms]
-8	16	34
-16	6	26
2	-14	-10
-2	-14	-12
-6	6	-30
-4	-4	-16
-6	-6	-30
0	-6	-20
8	-12	0
0	-6	26
4	-8	-30
4	-4	-16
-12	-12	-2
-6	-14	-10
-6	-12	-10
-2	-16	-2
-4	-6	-36
4	-12	-10
-8	-24	92
-4	-48	8
-2	-4	4
2	0	8
-4	-16	-6
-4	-14	-4
-4	-8	0
0	-8	-6
0	-24	-8
-4	-38	-10
10	-24	-16
-6	-14	-16
-20	-20	82
-2	-34	94
-10	-24	46
-14	-18	50
8	-30	-30
0	16	4
-6	-10	-6
-6	4	-10
-6	-2	0
4	2	70

	6	-4	-54
	2	-6	-6
	-6	-12	-6
	-6	4	4
	4	-8	2
	4	-14	2
	12	-16	34
	-4	-12	82
	10	-40	-2
	6	-4	2
	-6	-8	-12
	10	10	4
	-2	6	6
	-4	-6	-14
	6	-6	-20
	-10	-10	-8
	-8	2	-6
	-2	-20	0
	-2	-2	-8
	-8	-46	48
	-8	-16	-2
Průměrná odchylka	-2,16	-10,89	4
Směrodatná odchylka	6,51	13	30,47

C Přílohy na CD

Na přiloženém CD se nachází soubory vytvořené v programu Matlab.

Název	Popis funkce
transfRegres.mat	Transformace EKG na VKG Korsova metoda
Timevector.mat	Výpočet časové osy
octantNumbers.mat	Výpočet oktantových čísel
Octantdetector.mat	Detekce QRS komplexu
QRS_DETEKTOR.mat	GUI vytvořené pro zobrazení výsledků
Testovani.mat	GUI pro testování